

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií

Studijní program: B 3944 Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 Biomedicínská technika

Využití systému LabVIEW pro simulaci funkce zdravotnických přístrojů

Utilization of LabVIEW System for Simulation Function of Medical Devices

Naděje Havlíčková

Bakalářská práce
2012

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií

Akademický rok: 2010/2011

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: Naděje Havlíčková
Osobní číslo: Z09000005
Studijní program: B3944 Biomedicínská technika
Studijní obor: Biomedicínská technika
Název tématu: Využití systému LabVIEW pro simulaci funkce zdravotnických přístrojů
Zadávací katedra: Ústav zdravotnických studií

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cílem této bakalářské práce je návrh a realizace funkčních bloků zdravotnického přístroje - patientského monitoru, jako výukové pomůcky, která bude využívat prostředky National Instruments (SW LabVIEW a multifunkční kartu NI USB-6210). Výstupem práce bude zařízení a aplikace, která zobrazí průběhy biosignálů (EKG a SpO2) na PC monitoru, včetně zobrazení číselných údajů veličin. Zařízení bude sloužit k účelu výuky, zejména k demonstraci funkce dílčích bloků patientského monitoru.

Rozsah grafických prací: např. 10 tabulek a 10 grafů

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

ĐAĐO, S., KREIDL, M. Senzory a měřicí obvody. 2.vyd., Praha: ČVUT, 1999. 315 s. ISBN: 80-01-02057-6

FRADEN, J. Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications. 3rd ed. New York: Springer, 2004. ISBN: 0-387-00750-4

OLANSEN, Jon B., ROSOW, Eric. Virtual Bio-Instrumentation: Biomedical, Clinical, and Healthcare Applications in LabVIEW. 1st ed. New Jersey : Prentice Hall, 2001. 608 p. ISBN: 0-13-065216-4

ROZMAN, Jiří a kol. Elektronické přístroje v lékařství. 1. vydání. Praha: Academica, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3

VLACH, J., HAVLÍČEK, J., VLACH, M. Začínáme s LabVIEW. 1. vydání. Praha: Ben, 2008. 248 s. ISBN 978-80-73000-245-9

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Petr Kudrna

Ústav zdravotnických studií

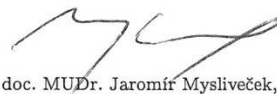
Datum zadání bakalářské práce: 15. září 2010

Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2012

prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor



doc. MUDr. Jaromír Mysliveček, Ph.D.
ředitel



• V Liberci dne 30. listopadu 2010 •

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultantem.

Datum

25.4.2012

Podpis



Poděkování

Poděkování patří zejména mé rodině, za její bezmeznou podporu nejen při tvorbě této bakalářské práce, ale i v průběhu celého studia a dosavadního života.

Dále bych ráda poděkovala Ing. Petru Kudrnovi za jeho odborné vedení práce.

V neposlední řadě děkuji firmě National Instruments (Czech Republic), s.r.o. za bezplatné poskytnutí licence k LabVIEW 2010 Student Edition pro účely této bakalářské práce.

Anotace

Jméno a příjmení autora:
Vedoucí práce:
Instituce:

Naděje Havlíčková
Ing. Petr Kudrna
Ústav zdravotnických studií
Technická univerzita v Liberci
Studentská 2, 461 17 Liberec 1

Název práce:

Využití systému LabVIEW pro simulaci funkce zdravotnických přístrojů

Počet stran: 70
Počet obrázků: 47
Počet příloh: 6 stran + CD-ROM
Rok obhajoby: 2012

Souhrn:

Tato bakalářská práce se zabývá vývojem zdravotnického zařízení, virtuálního patientského monitoru. Zobrazovanými a analyzovanými biosignály jsou signály elektrokardiografu a pulsního oxymetru. Jako zdroj signálu slouží simulátor EKG LHL, jehož napěťové úrovně jsou zesíleny pomocí elektronických prvků (operačních zesilovačů) a dále zpracovávány pomocí prostředků firmy National Instruments (multifunkční karty NI USB-6210 a grafického programovacího jazyku LabVIEW). Výsledné zařízení má sloužit jako výuková pomůcka pro studenty oboru Biomedicínská technika.

Klíčová slova:

Zdravotnická technika, patientský monitor, simulace, snímání a analýza biosignálů, LabVIEW

Annotation

Name and surname:

Naděje Havlíčková

Supervisor:

Ing. Petr Kudrna

Institution:

Ústav zdravotnických studií

Technická univerzita v Liberci

Studentská 2, 461 17 Liberec 1

Title:

Utilization of LabVIEW System for Simulation Function of Medical Devices

Pages: 70

Pictures: 47

Addenda: 6 pages + CD-ROM

Year: 2012

Summary:

This bachelor thesis deals with the development of a medical device, the virtual patient monitor. Signals of electrocardiogram and pulse oxymeter are biosignals to be analyzed and displayed. ECG simulator LHL is used as a source of signal. Its voltage levels are amplified by electronic components (operational amplifiers) and then processed by products of National Instruments Company (multifunction data acquisition module NI USB-6210 and graphical programming language LabVIEW). The final device should serve as a teaching tool for students of Biomedical Technology.

Key words:

Medical devices, patient monitor, simulation, biosignals' acquisition and analysis, LabVIEW

Obsah

Prohlášení.....	3
Poděkování.....	4
Anotace	5
Annotation	6
Obsah	7
Seznam obrázků.....	9
Úvod.....	11
1 Pacientský monitor.....	12
1.1 Elektrokardiografie	14
1.1.1 Srdce a převodní systém srdeční	14
1.1.2 Standardní 12svodový systém.....	15
1.1.3 Geneze elektrokardiogramu	18
1.1.4 Artefakty a jejich filtrace	20
1.1.5 Analýza EKG	22
1.2 Pulsní oxymetrie.....	23
1.2.1 Princip metody	23
1.2.2 SpO ₂ (saturace krve kyslíkem)	23
1.2.3 Chyby měření	24
1.3 Měření krevního tlaku	25
1.3.1 Neinvazivní měření krevního tlaku	25
1.3.2 Invazivní měření krevního tlaku	26
1.4 Měření tělesné teploty	26
1.4.1 Kontaktní měření tělesné teploty	26
2 Technické požadavky na virtuální pacientský monitor.....	27
2.1 Požadavky na elektronické vybavení	27
2.2 Požadavky na programové vybavení	31
2.2.1 LabVIEW – nástroj virtuální instrumentace	31
3 Vývoj virtuálního pacientského monitoru.....	33
3.1 Vývoj elektronické části.....	34
3.1.1 Simulátor EKG signálu	34
3.1.2 Elektronická síť	35
3.1.3 Multifunkční karta NI USB-6210	38
3.2 Vývoj programové části	40
3.2.1 Sběr dat (DAQ - Data Acquisition).....	41
3.2.2 Práce se souborem.....	42
3.2.3 Filtrace.....	44
3.2.4 Tvorba svodů EKG	47
3.2.5 Analýza EKG	48
3.2.6 Simulace biosignálů	50
3.2.7 Zobrazení dat.....	51
4 Uživatelské rozhraní virtuálního pacientského monitoru	53
4.1 Čelní panel Monitor	54
4.1.1 Alarmy.....	56
4.2 Čelní panel Leads comparison / Filtration.....	57
4.3 Čelní panel Heart rate.....	59
4.4 Čelní panel SpO ₂	60
Závěr	61

Bibliografie	62
PŘÍLOHY BAKALÁŘSKÉ PRÁCE	64
A Výkonná část programu Patient Monitor	65
B Inicializační část programu Patient Monitor	66
C1 Uživatelská událostní struktura programu Patient Monitor	67
C2 Uživatelská událostní struktura programu Patient Monitor	68
C3 Uživatelská událostní struktura programu Patient Monitor	69
C4 Uživatelská událostní struktura programu Patient Monitor	70
D Přílohy v elektronické formě – CD-ROM (vlepeno na zadních deskách)	
Program Patient Monitor	
Využití systému LabVIEW pro simulaci funkce zdravotnických	
přístrojů.pdf	

Seznam obrázků

Obr. 1 - Modulární patientský monitor (převzato z www.cheiron.cz).....	12
Obr. 2 - Srdce a převodní systém srdeční [5]	14
Obr. 3 - Značení elektrod na končetinách (upraveno z [5]).....	15
Obr. 4 - Značení elektrod na hrudníku [5]	16
Obr. 5 - Wilsonova centrální svorka (upraveno z [5]).....	16
Obr. 6 - Svody podle Einthovena [5]	17
Obr. 7 - Augmentované svody [5]	18
Obr. 8 - Geneze elektrokardiogramu [5].....	19
Obr. 9 - Fyziologické EKG svodu II [8]	20
Obr. 10 - Frekvenční charakteristika EKG a artefaktů [7]	21
Obr. 11 - Prstový snímač pro pulsní oxymetrii [5]	23
Obr. 12 - Relativní absorpance tkáně a krve [5]	24
Obr. 13 - Relativní absorpance pulsující krve [5].....	24
Obr. 14 - Blokové schéma vstupně-výstupních obvodů 12svodového EKG (upraveno z [5])	27
Obr. 15 - Blokové schéma EKG (upraveno z [5])	28
Obr. 16 - Ochrana vstupů pomocí usměrňovacích diod (vlevo), pomocí Zenerových diod (vpravo) [5].....	29
Obr. 17 - Izolační zesilovač [5]	29
Obr. 18 - Princip grafického programování.....	32
Obr. 19 - Principiální blokové schéma virtuálního patientského monitoru	33
Obr. 20 - Virtuální patientský monitor.....	33
Obr. 21 - Blokové schéma elektronické části virtuálního patientského monitoru	34
Obr. 22 - Simulátor EKG	35
Obr. 23 - Vstupně-výstupní obvody 12svodového EKG při číslicovém výpočtu napěťových úrovní jednotlivých svodů z potenciálů jednotlivých svodových míst.....	36
Obr. 24 - Multifunkční karta NI USB-6210 [14].....	38
Obr. 25 - Rozmístění vstupů resp. výstupů karty NI USB-6210 [19]	38
Obr. 26 - Blokové schéma analogových vstupů karty NI USB-6210 (upraveno z [19])	39
Obr. 27 - Zapojení vstupů karty NI USB-6210 - NRSE, plovoucí zdroj (upraveno z [19])	39
Obr. 28 - Struktura programu	40
Obr. 29 - Blokové schéma programového zpracování dat.....	41
Obr. 30 - Sběr dat – čtení vzorků.....	41
Obr. 31 - Sběr dat – inicializace	42
Obr. 32 - Ukládání dat do souboru	43
Obr. 33 - Otevírání dat ze souboru	44
Obr. 34 - FIR filtr.....	45
Obr. 35 - IIR filtr - Butterworth.....	46
Obr. 36 - Tvorba svodů EKG.....	47
Obr. 37 - Blokové schéma analýzy srdeční frekvence.....	48

Obr. 38 - Analýza srdeční frekvence	49
Obr. 39 - Periferní pulsní vlna pro červenou LED diodu (červeně) a infračervenou LED diodu (žlutě)	51
Obr. 40 - Simulace pulsní oxymetrie	52
Obr. 41 - Spouštění programu - tlačítko Run.....	53
Obr. 42 - Globální proměnné v Global 1	53
Obr. 43 - Čelní panel - Monitor	55
Obr. 44 - Nastavení vizuálních alarmových mezí.....	56
Obr. 45 - Čelní panel - Leads comparation / Filtration.....	58
Obr. 46 - Čelní panel - Heart rate	59
Obr. 47 - Čelní panel - SpO ₂	60

Úvod

Úlohou oboru Biomedicínská technika je vychovávat odborníky se znalostmi jak elektrotechnických disciplín, tak lékařských věd. Absolvent tohoto oboru má být schopen nejen obsluhovat zdravotnickou techniku, ale zároveň znát konstrukční vlastnosti zdravotnických zařízení včetně principů a algoritmů, na základě kterých daná zařízení pracují.

Cílem této bakalářské práce je návrh a realizace zdravotnického zařízení (virtuálního patientského monitoru), jakožto výukové pomůcky pro studenty oboru Biomedicínská technika. Výsledné zařízení má uživateli (studentovi) demonstrovat řešení jednotlivých funkčních bloků zařízení a seznámit ho s algoritmy získávání a zpracování biosignálů. Zařízení má studentovi poskytnout možnost ověřit si schopnost aplikovat teoreticky nabyté vědomosti v praxi.

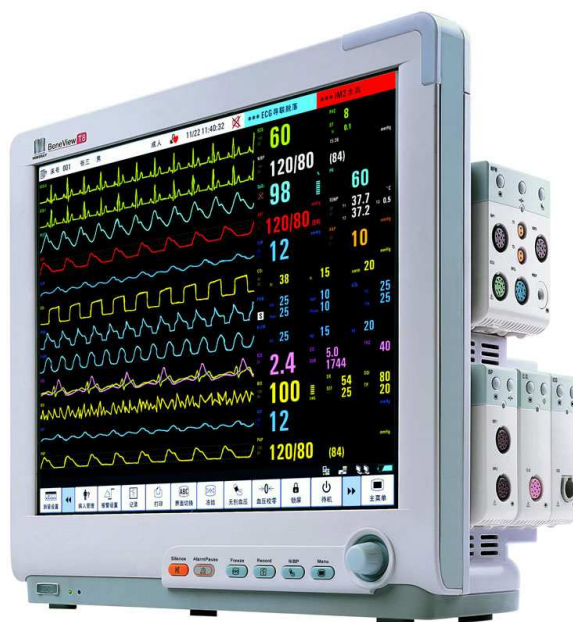
Dále je tato bakalářská práce zaměřena na ověření vhodnosti využití grafického programovacího jazyku LabVIEW v problematice biomedicínské techniky.

První kapitola bakalářské práce je věnována teorii základních vitálních funkcí měřených a zobrazovaných patientskými monitory, včetně popisu způsobu jejich snímání. Technické požadavky na konstrukci zdravotnického zařízení jsou definovány v kapitole 2.

Druhá část bakalářské práce se opírá o teoretické poznatky shrnuté v první části práce. Kapitola 3 je zaměřena na vývoj výukové pomůcky, virtuálního patientského monitoru. Popisu výsledného produktu se věnuje kapitola 4.

1 Pacientský monitor

Pacientský monitor (*obr. 1*) je nepostradatelným zdravotnickým přístrojem pro sledování vitálních (životních) funkcí pacienta nejen v urgentní medicíně. Může se jednat o samostatnou diagnostickou jednotku, tzv. bedside monitor (monitor u lůžka), jehož místo je na jednotkách intenzivní péče (JIP), anesteziologicko-resuscitačních odděleních (ARO), operačních sálech a u zdravotnických záchranných služeb (ZZS). Výjimkou však není ani integrace funkce monitoru do terapeutických (léčebných) lékařských zařízení, jako jsou například defibrilátory. Nadstavbou pro nemocniční oddělení s pacienty ohroženými na životě je centrální monitorovací systém zobrazující informace o sledovaných vitálních funkcích více pacientů na jedné obrazovce.



Obr. 1 - Modulární pacientský monitor (převzato z www.cheiron.cz)

Kvalitní pacientský monitor musí splňovat řadu vlastností. Důraz je kladen především na spolehlivost a robustnost, jednoduché intuitivní a rychlé ovládání minimalizující vznik chyb ze strany obsluhy, analýzu dat, funkci historizace dat i událostí (alarmů apod.) a možnost nastavení alarmových mezí dle individuální potřeby. Výhodou modulárních pacientských monitorů je umožnění snadného připojení dalších modulů pro monitoraci vitálních funkcí. Kompaktní pacientské monitory touto funkcí nedisponují.

Normy a legislativa

Požadavky na bezpečnost patientských monitorů vychází z níže uvedených technických norem:

- **ČSN EN 60601-1**

Zdravotnické elektrické přístroje: Všeobecné požadavky na bezpečnost

Tato norma se zabývá všeobecnými požadavky na bezpečnost, konstrukci zařízení, přesnost provozních údajů, ochranu před nebezpečím úrazu elektrickým proudem, ... [1]

- **ČSN EN 60601-2-49**

Zdravotnické elektrické přístroje: Zvláštní požadavky na bezpečnost multifunkčních patientských monitorů

Norma specifikuje požadavky na bezpečnost multifunkčních patientských monitorů. [2]

Na patientský monitor, jakožto zdravotnický prostředek, se vztahuje **zákon č. 123/2000 Sb., o zdravotnických prostředcích a o změně některých souvisejících zákonů.**

„Účelem tohoto zákona je zajistit poskytování zdravotní péče vhodnými, bezpečnými a účinnými zdravotnickými prostředky tak, aby při jejich správném použití k účelům, pro něž jsou určeny, nedošlo k poškození zdraví lidí.“ [§ 1 odst. 1 zák. č. 123/2000 Sb.]

Na základě tohoto zákona musí mít patientské monitory CE (prohlášení o shodě). Dále je požadováno provádění pravidelných BTK (bezpečnostně technických kontrol) patientských monitorů, je proškolená jejich obsluha atd.

Biosignály měřené a zobrazované patientskými monitory

Základními biosignály měřenými a zobrazovanými patientskými monitory jsou: EKG (elektrokardiogram), SpO₂ (saturace krve kyslíkem), NIBP (neinvazivní krevní tlak) a tělesná teplota. Popisu těchto biosignálů, včetně způsobu jejich měření, jsou věnovány následující oddíly kapitoly 1.

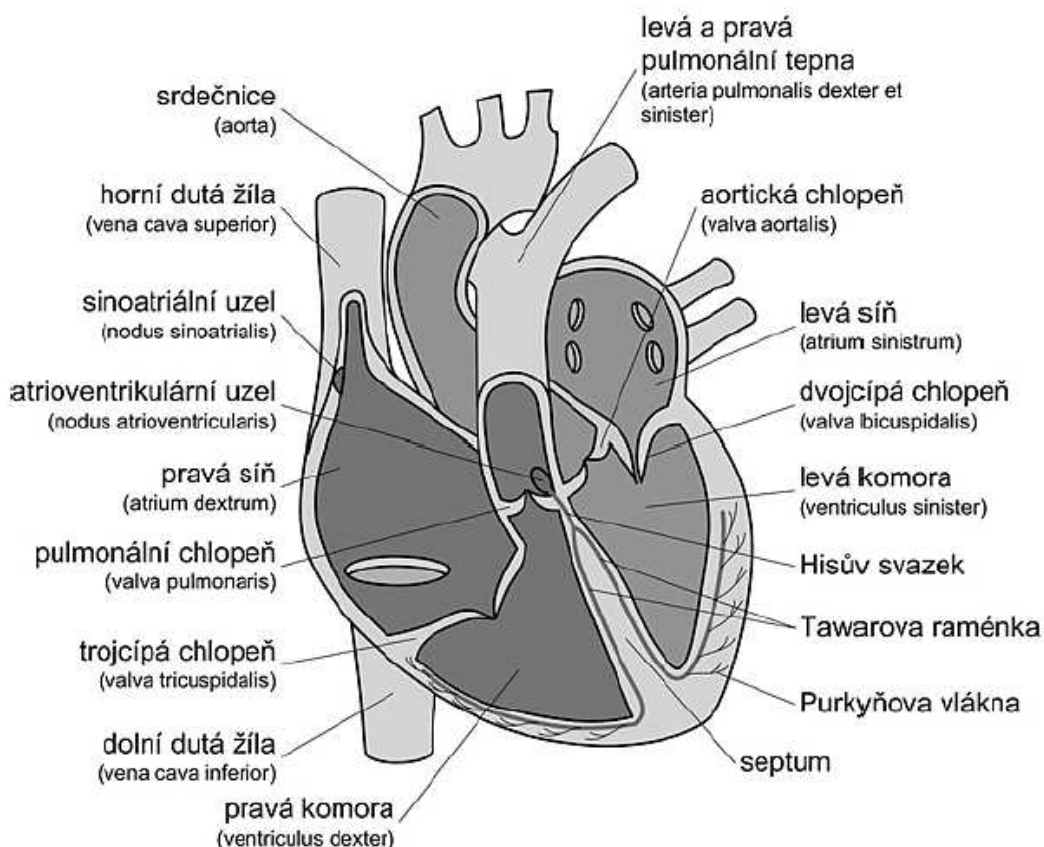
Pro potřeby komplexnější monitorace pacienta slouží již zmíněné modulární patientské monitory. Zásuvné moduly těchto zařízení rozšiřují sledované parametry například o: IBP (invazivní krevní tlak), EtCO₂ (koncentraci CO₂ v dýchacích cestách), respirační stav pacienta, BIS (bispektrální index), analýzu anestetických plynů atd.

1.1 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie (EKG) je metoda sloužící k funkční diagnostice srdce, přesněji k analýze elektrické aktivity srdce. Pomocí této metody lze odhalit celou řadu onemocnění srdce od poruch tvorby elektrického vzruchu, přes převodní poruchy, až po ischemické změny myokardu. Zanedbatelné není ani užití EKG při posuzování odpovědi organismu na podání kardiofarmak. [4] [5]

1.1.1 Srdce a převodní systém srdeční

Srdce (Cor, Kardia) (*obr. 2*) je dutý orgán uložený v mediastinu (mezihrudí) zastávající funkci krevní pumpy. Je tvořen příčně pruhovanou svalovinou, která, na rozdíl od kosterního příčně pruhovaného svalstva, není ovládána vůlí. Akční potenciál za fyziologických podmínek vzniká autonomně v sinoatriálním uzlu (SA uzlu) a postupným šířením pomocí lokálních elektrických proudů aktivuje další etáže myokardu (srdeční svaloviny) v takovém pořadí, které při správné mechanické odpovědi svalstva zajistí krevní oběh.



Obr. 2 - Srdce a převodní systém srdeční [5]

Vlastní frekvence SA uzlu není konstantní. V závislosti na nekardiálních aspektech je upravována pomocí vegetativního nervstva a hormonálně. V případě narušení funkce SA uzlu mohou jeho funkci přebrat nižší etáže převodního systému, kterými jsou: atrioventrikulární uzel (AV uzel), Hisův svazek či Tawarova raménka.

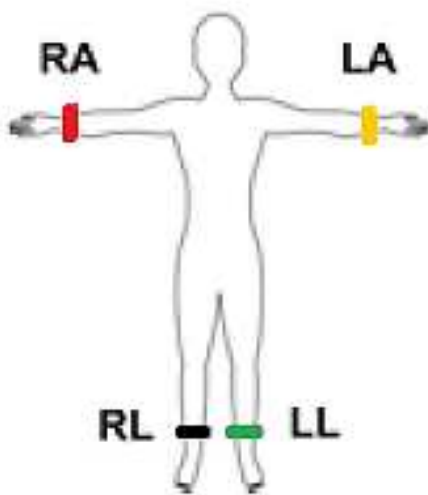
Rozdílné potenciály mezi aktivovanou a klidovou tkání tvoří elektromagnetické pole, které je časově proměnné v závislosti na postupu vzruchu. Grafickým záznamem těchto polí v čase vzniká elektrokardiogram. Elektrody snímající tento elektrický signál se zpravidla umísťují na povrch těla pacienta. Pro unifikaci záznamů byl vytvořen standardní 12svodový systém. [6] [4] [7]

1.1.2 Standardní 12svodový systém

Standardní 12svodový systém vyhodnocuje signály snímané čtyřmi končetinovými a šesti hrudními elektrodami. [7]

Končetinové elektrody (viz *obr. 3*) jsou na následujících místech:

- RA (též R) pravá ruka zápěstí (barva červená)
- LA (též L) levá ruka zápěstí (barva žlutá)
- LL (též F) levá noha holenní část distálně (barva zelená)
- RL (též N) pravá noha holenní část distálně (barva černá) [7]



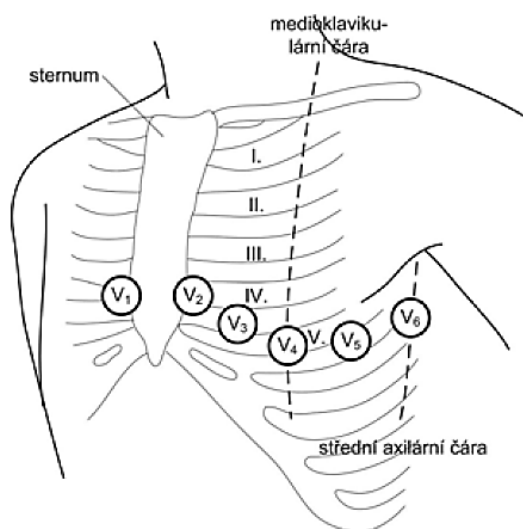
Obr. 3 - Značení elektrod na končetinách (upraveno z [5])

RL (N) je pomocná elektroda, která pomocí zpětné vazby snižuje souhlasnou složku signálu na vstupu předzesilovače EKG přístroje. Elektroda neslouží k snímání biopotenciálů. [5]

Hrudní elektrody (viz *obr. 4*) jsou na následujících místech:

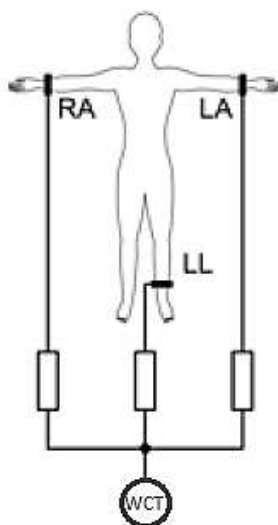
- V_1 – čtvrté mezižebří vpravo od sterna
- V_2 – čtvrté mezižebří vlevo od sterna
- V_3 – uprostřed mezi V_2 a V_4
- V_4 – páté mezižebří v medioklavikulární čáře
- V_5 – v přední axiální čáře horizontálně na úrovni V_4
- V_6 – ve střední axiální čáře horizontálně na úrovni V_4

[7]



Obr. 4 - Značení elektrod na hrudníku [5]

Potenciál hrudních elektrod se vztahuje k Wilsonově centrální svorce (WCT), referenčnímu bodu vytvořenému aritmetickým průměrem potenciálů končetinových svodů (*obr. 5*). [8]



Obr. 5 - Wilsonova centrální svorka (upraveno z [5])

Standardní 12svodový systém se dělí do tří skupin:

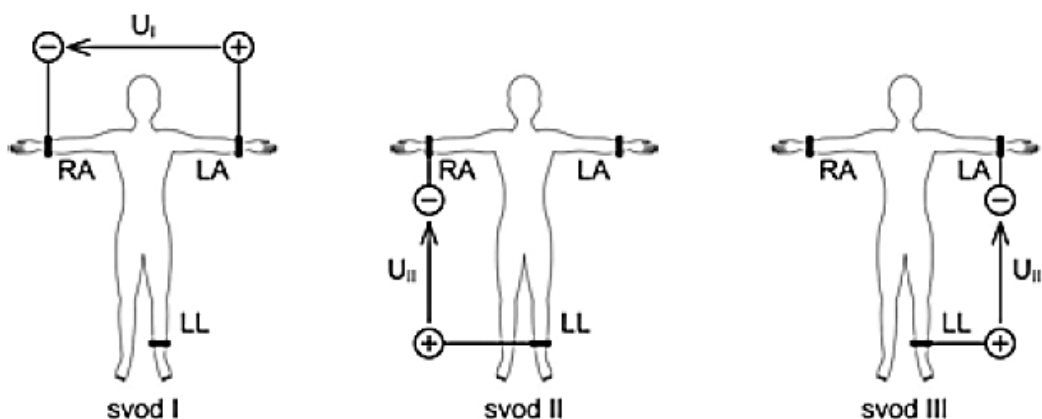
Bipolární končetinové svody podle Einthovena

Svody se označují římskými číslicemi I, II, III. Jejich zapojení je vyznačeno na *obr. 6*.

Matematicky lze svody popsat následovně:

$$\begin{aligned}\text{Svod I} \quad V_I &= \Phi_{LA} - \Phi_{RA} \\ \text{Svod II} \quad V_{II} &= \Phi_{LL} - \Phi_{RA} \\ \text{Svod III} \quad V_{III} &= \Phi_{LL} - \Phi_{LA}\end{aligned}\tag{1}$$

kde V je napětí daného svodu a Φ je potenciál dané svorky. [8]



Obr. 6 - Svody podle Einthovena [5]

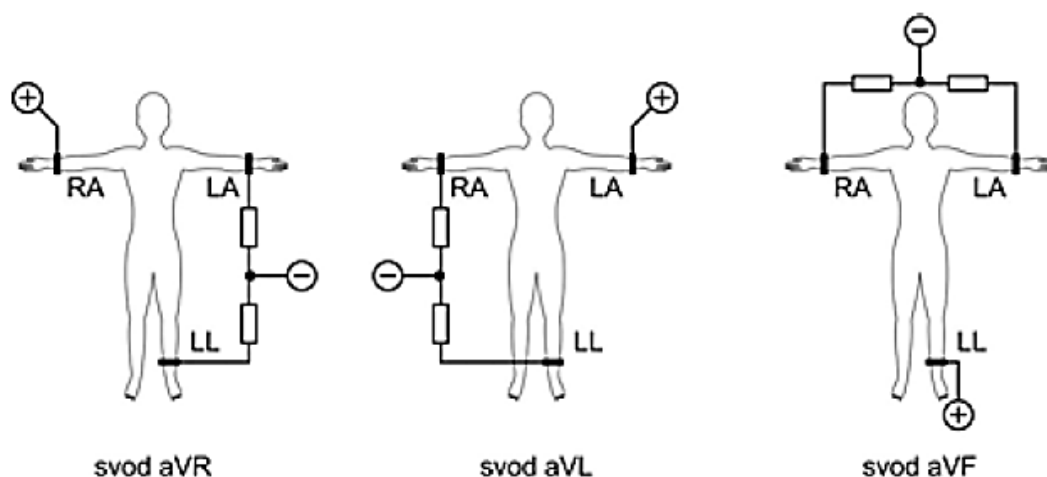
Augmentované končetinové svody podle Goldbergera

Goldberger přišel s myšlenkou augmentovaných (zesílených) svodů, pro které platí, že potenciály ve vrcholech Einthovenova trojúhelníka se vztahují vždy k průměrnému potenciálu protilehlé strany téhož trojúhelníka. U označení svodů se používá předpona aV (z angl. augment voltage) ve spojení s označením svodu, ke kterému se vztahuje průměrný protilehlý potenciál. Svody nesou následující názvy: aVR, aVL a aVF. Na *obr. 7* je demonstrováno jejich zapojení.

Matematický popis svodů je uveden níže:

$$\begin{aligned}\text{aVR} \quad V_{aVR} &= \Phi_{RA} - 0,5(\Phi_{LA} + \Phi_{LL}) \\ \text{aVL} \quad V_{aVL} &= \Phi_{LA} - 0,5(\Phi_{RA} + \Phi_{LL}) \\ \text{aVF} \quad V_{aVF} &= \Phi_{LL} - 0,5(\Phi_{LA} + \Phi_{RA})\end{aligned}\tag{2}$$

kde V je napětí daného svodu a Φ je potenciál dané svorky. [8]



Obr. 7 - Augmentované svody [5]

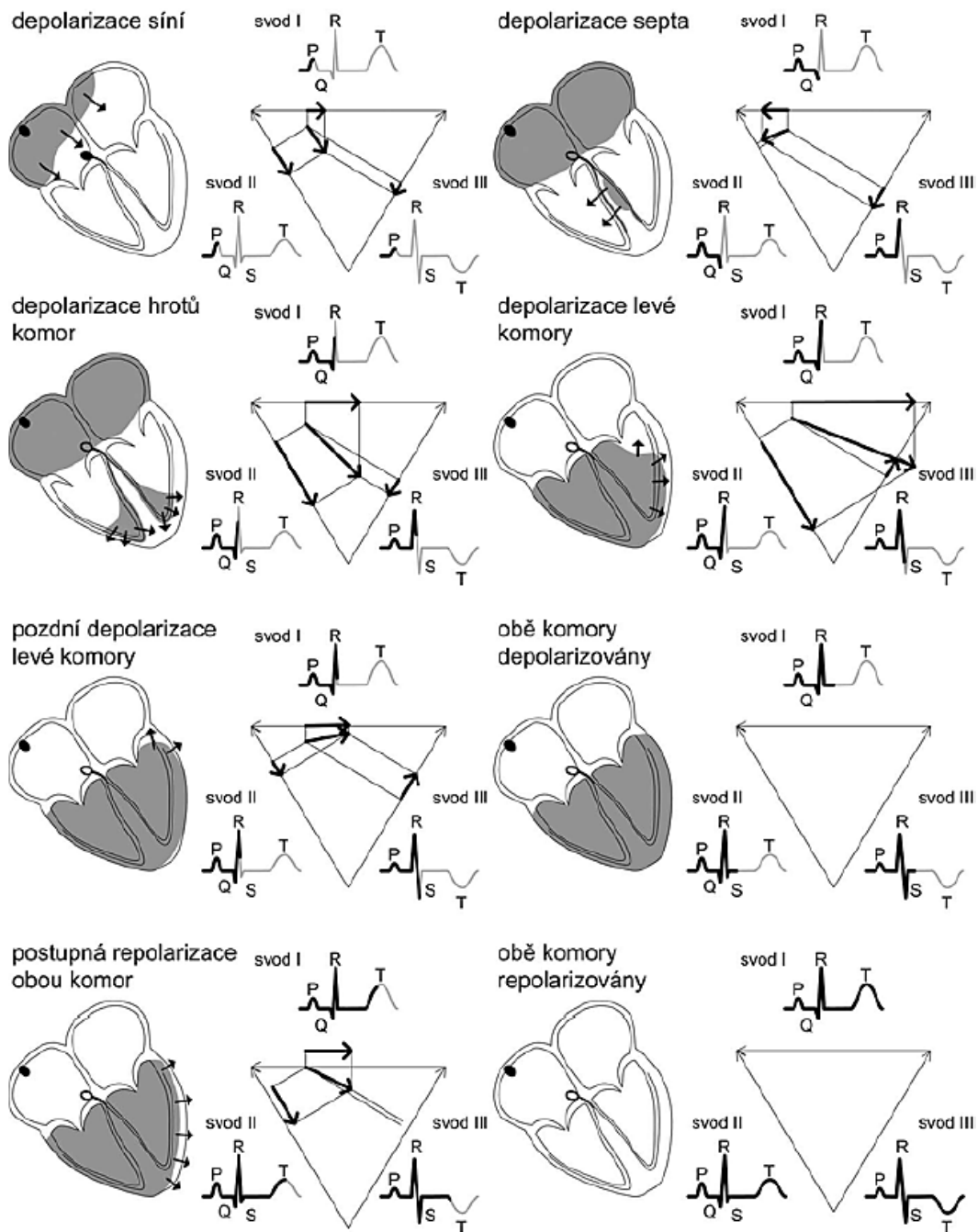
Unipolární hrudní svody podle Wilsona (svody prekordiální)

Umístění prekordiálních elektrod bylo popsáno v úvodu pododdílu 1.1.2. Zmíněno bylo i vztažné místo pro tyto elektrody, jímž je Wilsonova svorka. Hrudní svody, na rozdíl od svodů končetinových, které sledují elektrickou aktivitu frontálně, zobrazují elektrickou aktivitu v horizontální rovině. Některé abnormality elektrické aktivity srdce se projevují ve frontální rovině, jiné v rovině horizontální. Proto je vždy při podrobnějším zkoumání srdeční aktivity žádoucí snímat jak svody končetinové, tak svody hrudní. [9]

1.1.3 Geneze elektrokardiogramu

Vznik proměnlivého elektrického pole, v důsledku šíření akčního potenciálu převodním systémem srdečním, byl popsán v pododdílu 1.1.1. Nyní, se znalostmi svodových systémů popsanych v pododdílu 1.1.2, může být demonstrována projekce výsledného vektoru elektrické srdeční aktivity do daných svodů v čase v názorném schématu (obr. 8). Výsledný vektor je vektorově rozkládán do příslušných stran Einthovenova trojúhelníku.

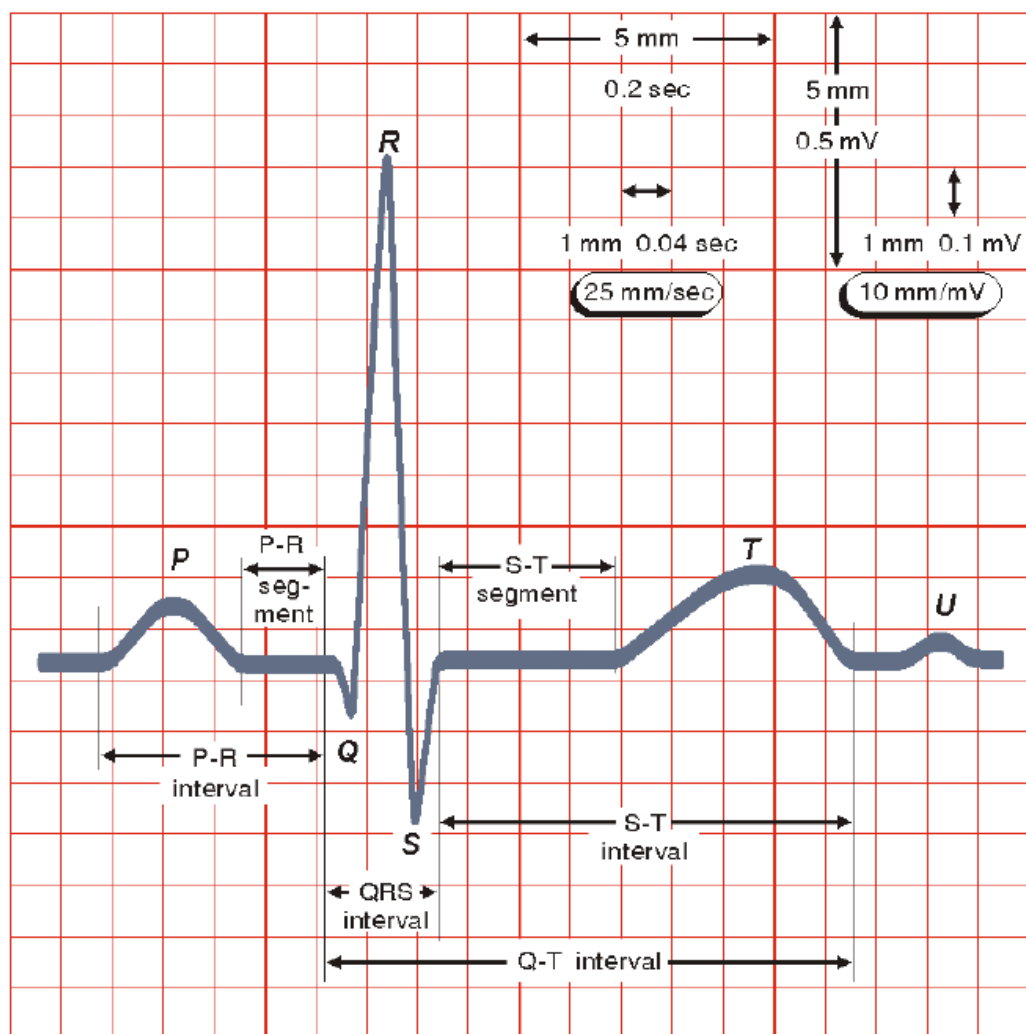
Fyziologický elektrokardiogram svodu II je detailněji znázorněn na obr. 9. Významné úseky křivky jsou označeny písmeny. Křivka začíná vlnou P, která představuje depolarizaci síní. Komplex QRS představuje komorovou depolarizaci. Repolarizace komor se do elektrokardiogramu promítá jako vlna T. Síňová repolarizace probíhá současně s QRS komplexem, avšak pro svojí nízkou napěťovou úroveň je tímto komplexem překryta. [8]



Obr. 8 - Geneze elektrokardiogramu [5]

Depolarizace – ztráta napětí na buněčné membráně související se vznikem a šířením akčního potenciálu

Repolarizace – obnovení původního napětí buněčné membrány



Obr. 9 - Fyziologické EKG svodu II [8]

1.1.4 Artefakty a jejich filtrace

Artefaktem (rušením) se v diagnostické technice rozumí část záznamu, která nemá původ ve vyšetřovaném subjektu. [5]

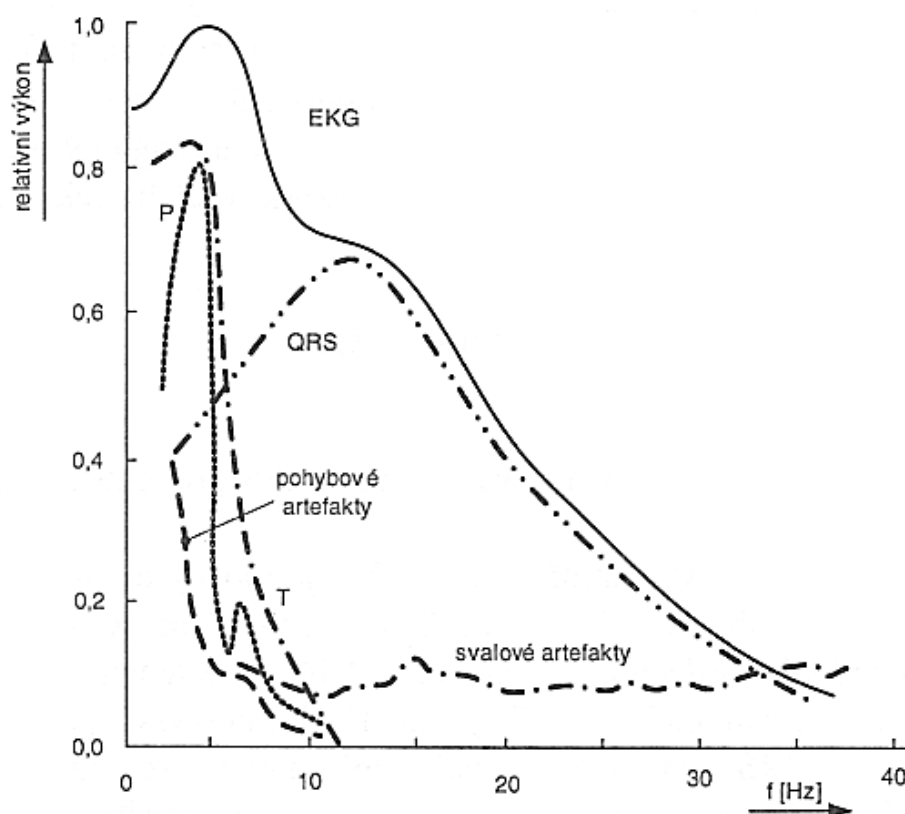
Rušivé signály lze dělit dle příčiny vzniku na technické a biologické nebo podle šířky frekvenčního pásma na úzkopásmové a širokopásmové.

Mezi nejčastější artefakty patří:

- **Kolísání izoelektrické linie** – způsobené především procesy na rozhraní elektroda-elektrolyt-kůže, dýcháním pacienta či jeho pomalými pohyby
- **Síťový brum** – rušení elektrorozvodnou sítí (v ČR 50 Hz)
- **Myopotenciály** – vznikající při aktivním pohybu pacienta [7] [10]

Nejvěrnějším signálem je signál originální bez jakékoliv filtrace. I sebedokonalejší filtrací dochází vždy ke ztrátě užitečné složky. Avšak při vhodně zvolených algoritmech filtrace převažuje benefit plynoucí z odstranění artefaktů nad ztrátou užitečné informace.

Filtrace síťového brumu není takovým problémem, jako je např. filtrace myopotenciálů. Příčinou je fakt, že frekvence síťového brumu nezasahuje do oblastí nejvýznamnějších frekvencí signálu EKG. Myopotenciály do této oblasti zasahují. Frekvenční spektrum EKG signálu společně s artefakty je znázorněno na *obr. 10*.



Obr. 10 - Frekvenční charakteristika EKG a artefaktů [7]

Prvním krokem k úspěšné filtraci je zvolení správného filtru.

V praxi se lze setkat s následujícími typy filtrů:

- Analogové
Analogové (spojité) filtry filtrují pomocí obvodů s pasivními elektronickými součástkami (odpory, kondenzátory, cívky).
- Číslicové
Diskrétní (nespojité) filtry pracují pomocí výpočetních algoritmů.

Dělení filtrů dle délky impulzní odezvy:

- FIR filtry (z angl. finite impulse response)
Jedná se o stabilní filtry s konečnou impulzní odezvou neobsahující zpětnou vazbu.
- IIR filtry (z angl. infinite impulse response)
Tyto filtry s nekonečnou impulzní odezvou obsahují alespoň jednu zpětnovazební smyčku. Často reagují rychleji na změny vstupního signálu než FIR filtry. Jejich nevýhodou je nestabilita a nebezpečí vzniku mezních cyklů. [11]

Dělení filtrů dle filtrovaného pásma:

- DP - dolní propust (angl. lowpass)
- HP - horní propust (angl. highpass)
- PP - pásmová propust (angl. bandpass)
- PZ - pásmová zádrž (angl. bandstop)

1.1.5 Analýza EKG

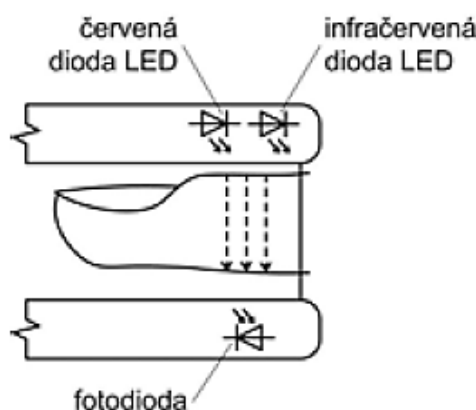
Při hodnocení EKG se posuzují následující parametry:

- 1) Pravidelnost srdeční akce – pravidelná/nepravidelná
- 2) Srdeční frekvence – fyziologická/tachykardie/bradykardie
- 3) Rytmus = lokalizace primárního pacemakeru – rytmus sinusový/nodální/junkční
- 4) Sklon elektrické osy srdeční
- 5) Charakter jednotlivých intervalů, segmentů, kmitů a vln [6] [12]

Cílem zpracování a analýzy signálu EKG je, kromě potlačení artefaktů za účelem lepší vizuální čitelnosti, automatické rozměření signálu a návrh diagnózy. Automatizace procesu usnadňuje práci lékařskému personálu a potlačuje chybu lidského faktoru. Přenechání úloh analýzy výpočetní logice má však své limity. Neexistuje algoritmus vyhodnocující signál se stoprocentní spolehlivostí. Na druhou stranu lidské oko není schopno rozpoznat bez použití dalšího matematického zpracování veškeré jevy obsažené v časových průbězích biosignálů.

1.2 Pulsní oxymetrie

Pulsní oxymetrie je neinvazivní diagnostickou metodou umožňující sledovat nasycení periferní krve kyslíkem (SpO_2) a zároveň periferní pulsní vlnu. Princip spočívá v prosvěcování prokrvené tkáně párem LED diod (červené a infračervené) a v měření intenzity světelného záření obou diod po průchodu tkání pomocí fotodiody. Prosvěcovanou tkání je nejčastěji prst, ušní lalůček, u novorozenců též dlaň nebo chodidlo. Uspořádání prstového snímače znázorňuje *obr. 11*. [5]



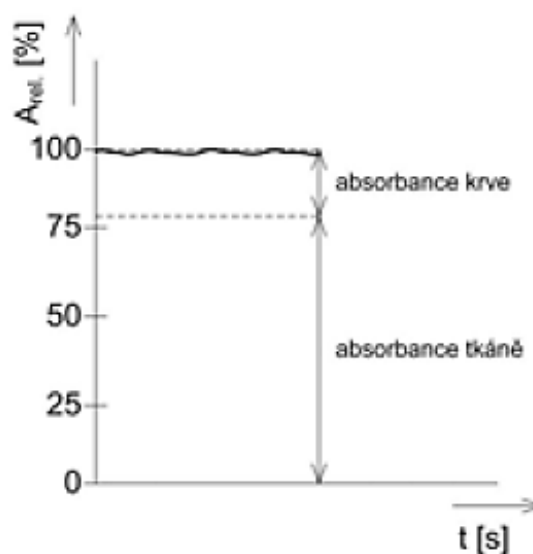
Obr. 11 - Prstový snímač pro pulsní oxymetrii [5]

1.2.1 Princip metody

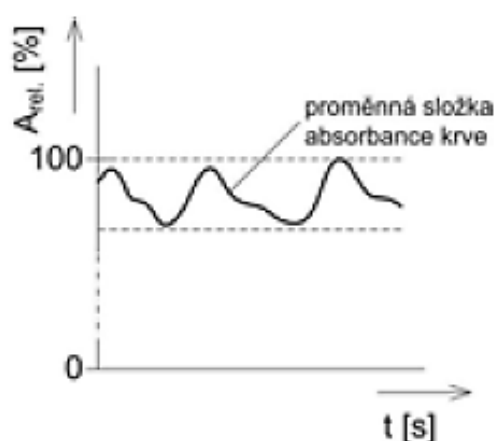
Pokles intenzity světelného záření je dán absorbancí tkáně a krve (viz *obr. 12* a *obr. 13*). Absorbanci tkáně lze v rámci jednoho měření považovat za konstantní. Absorbance krve se mění v závislosti na množství a složení krve v prosvěcované tkáni. Množství krve v prosvěcované tkáni díky pulsatilnímu charakteru krevního toku konstantní není. Z hlediska složení krve platí, že krev nasycená kyslíkem má jiný absorpční koeficient pro červené světlo než krev hypoxická. Světlo infračervené je vůči tomuto faktoru inertní. [5]

1.2.2 SpO_2 (saturace krve kyslíkem)

Proudy fotodiodou, osvětlovanou střídavě příslušnými LED diodami, zbavené konstantní stejnosměrné složky, reprezentují pouze proměnnou složku integrální absorbance, způsobenou změnou objemu prosvěcované tkáně. Za předpokladu, že je tato změna u obou integrálních absorbcí stejná, lze vypočítat relativní saturaci krve kyslíkem poměrem změn proudů tekoucích fotodiodou v důsledku činnosti červené a infračervené LED diody v čase. [5]



Obr. 12 - Relativní absorbance tkáně a krve [5]



Obr. 13 - Relativní absorbance pulsující krve [5]

1.2.3 Chyby měření

Metoda pulsní oxymetrie má své limity. V první řadě musí být zkoumaná tkáň dostatečně prokrvená. Sníženou perfuzi akračních částí může signalizovat nízká teplota v této oblasti. Sám senzor, nejčastěji v podobě kolíčku, tkáň škrtí. Proto se při dlouhodobé monitoraci pacienta doporučuje senzor přemísťovat. Senzor musí vždy těsně doléhat na diagnostikovanou tkáň (příspěvek světla z okolí může zanášet chybu do měření). Další problém nastává při intoxikaci krve některými látkami jí nevlastními (například oxidem uhelnatým). V takovémto případě pulsní oxymetr zkresluje (zvyšuje) údaj o kyslíkové saturaci.

1.3 Měření krevního tlaku

Tlak krve (TK), angl. blood pressure (BP), je jedním ze základních ukazatelů zdravotního stavu pacienta. Podává základní informaci o stavu kardiovaskulárního systému, hemodynamice, metabolismu, popř. psychickém stavu pacienta.

Arteriální tlak krve se mění v závislosti na fázi srdečního cyklu. Nejvyšších hodnot dosahuje v ejekční fázi (tlak systolický), nejnižších během fáze plnicí (tlak diastolický). Rozdíl obou hodnot se nazývá tlakem pulsním. Důležitým ukazatelem průtoku krve v periferii je střední arteriální tlak, odpovídající diastolickému tlaku zvýšenému o jednu třetinu rozdílu mezi tlakem systolickým a diastolickým. [4]

Fyziologické hodnoty krevního tlaku dospělého člověka v klidu se pohybují v rámci systolického tlaku od 100 do 140 mm Hg (milimetrů rtuťového sloupce), u tlaku diastolického v rozmezí 60 až 90 mm Hg. [4]

Krevní tlak lze měřit invazivně a neinvazivně. Neinvazivní měření krevního tlaku je měření nespojitě, podávající informaci pouze o systolické a diastolické hodnotě tlaku. Invazivní měření krevního tlaku funguje spojitě a udává aktuální hodnotu krevního tlaku v čase.

1.3.1 Neinvazivní měření krevního tlaku

Při neinvazivním (nepřímém) měření krevního tlaku se přímo nezasahuje do krevního řečiště. Princip metody spočívá v zaškrcování artérie tlakovou manžetou. Pokud je tlak v manžetě vyšší než tlak systolický, artérie se deformuje natolik, že jí přestane krev zcela protékat. V intervalu, kdy tlak v manžetě odpovídá hodnotám mezi tlakem systolickým a diastolickým, proudí arteriální krev turbulentně, což je provázeno charakteristickými Korotkovými zvuky a vibracemi. Při poklesu tlaku v manžetě pod úroveň diastolického tlaku se způsob proudění krve navrácí k fyziologickému laminárnímu a Korotkův fenomén ustává. Oscilometrická metoda je založena na detekci turbulentní Korotkova fenoménu pomocí piezoelektrického snímače za současného snímání tlaku v manžetě. [7] [4]

1.3.2 Invazivní měření krevního tlaku

V rámci invazivního měření tlaku se zavádí katetr do zkoumaného místa řečiště, při snímání centrálního tlaku pak přímo do srdečního oddílu. Lze použít katetr s tenzometrickým snímačem na hrotu nebo katetr vyplněný kapalinou, kde se tlak hydrodynamicky přenáší na senzor zpravidla umístěný vně tělo pacienta. [7]

1.4 Měření tělesné teploty

Měření tělesné teploty je jednou z nejzákladnějších diagnostických metod a pro svoji jednoduchost také diagnostickou lékařskou metodou nejstarší.

Člověk patří mezi homoiotermní (teplokrevné) živočichy, tedy živočichy se stálou teplotou jádra (nitra těla), bez ohledu na teplotu okolí. Odchytky od fyziologické hodnoty teploty mohou nastat v důsledku narušení složitých termoregulačních mechanismů, infekce, neoplastických procesů, psychogenních poruch apod. Teplota se fyziologicky mírně mění v důsledku cirkadiánního rytmu a menstruačního cyklu. [4]

Tělesná teplota u zdravého člověka kolísá v rozmezí 36,0 až 37,0 °C. Teplota mezi 37,0 a 37,9 °C je označována za subfebrilní, nad 38 °C za horečku. Při teplotě v rozmezí 40,0 až 41,0 °C se jedná o hyperpyrexii. Teplota pod 36 °C je subnormální. [9]

Naměřené hodnoty se mohou lišit dle místa snímání teploty. Mezi běžná místa měření patří podpaží, konečník, ucho a dutina ústní.

1.4.1 Kontaktní měření tělesné teploty

Měření tělesné teploty u patientských monitorů je zpravidla realizováno pomocí elektronických termometrů (odporových a termoelektrických senzorů), určených především pro dlouhodobé měření teploty. Při umístění těchto senzorů na kůži nebývá dosahováno vysoké přesnosti měření. Přesnějších výsledků je docilováno zavedením senzoru do krevního řečiště. Jako senzor zde může posloužit termodiluční katetr primárně určený k měření srdečního výdeje. Další metodou současné medicíny je měření tělesné teploty sondou zavedenou do močových cest. Hlavní výhodou této metody je její menší invazivnost v porovnání se způsobem, kdy je senzor zaváděn do krevního oběhu. [5] [7]

2 Technické požadavky na virtuální patientský monitor

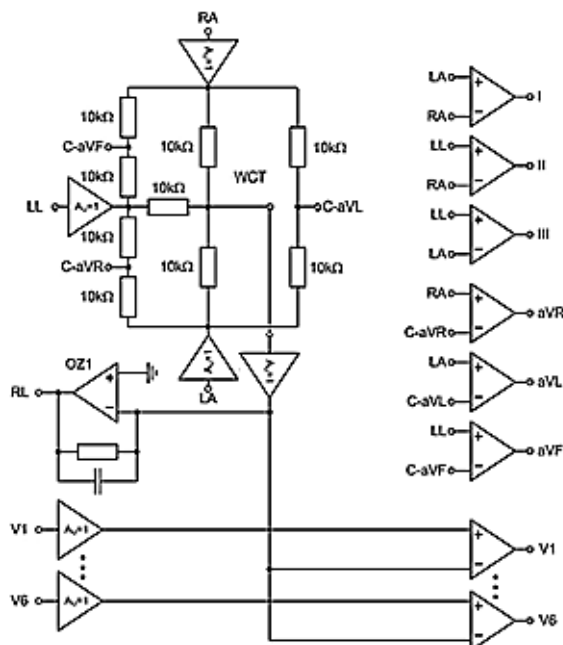
Bloková schémata dílčích diagnostických zařízení patientského monitoru se mohou lišit. V zásadě však mají jedno společné – vždy je třeba získaný biosignál nejprve upravit tak, aby s ním bylo možné dále pracovat, tzn. jej zesílit na úroveň potřebnou k jeho zpracování a odstranit rušivé složky.

Nedílnou součástí elektronických lékařských zařízení jsou ochranné prvky. Tyto ochranné prvky mají za úkol zajistit jak bezpečnost pacienta před úrazem elektrickým proudem, tak přepětíovou ochranu vstupních obvodů elektronického zařízení.

V důsledku variability technického provedení jednotlivých druhů diagnostických zařízení patientského monitoru jsou v následující kapitole popsány prvky blokového schématu stěžejní části tohoto zařízení – **elektrokardiografu**.

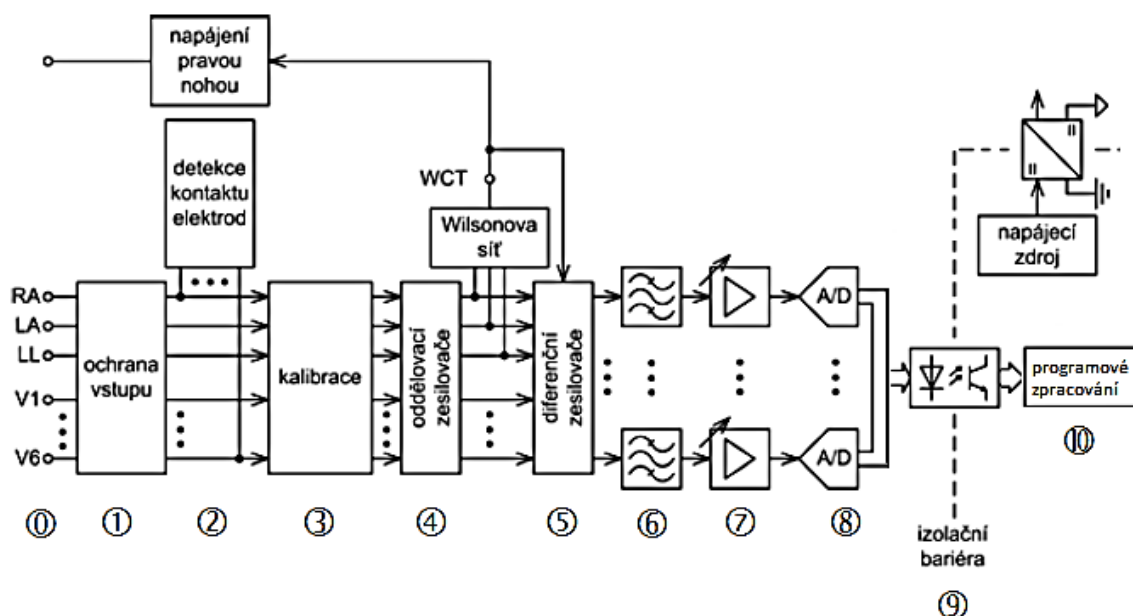
2.1 Požadavky na elektronické vybavení

Umístění elektrod standardního 12svodového systému EKG a matematickému výpočtu jednotlivých svodů byl věnován pododíl 1.1.2. Elektronické zapojení těchto vstupně-výstupních obvodů je schematicky znázorněno na *obr. 14*.



Obr. 14 - Blokové schéma vstupně-výstupních obvodů 12svodového EKG (upraveno z [5])

Příklad jednoho z mnoha řešení funkčních bloků elektrokardiografu je demonstrován na *obr. 15*.



Obr. 15 - Blokové schéma EKG (upraveno z [5])

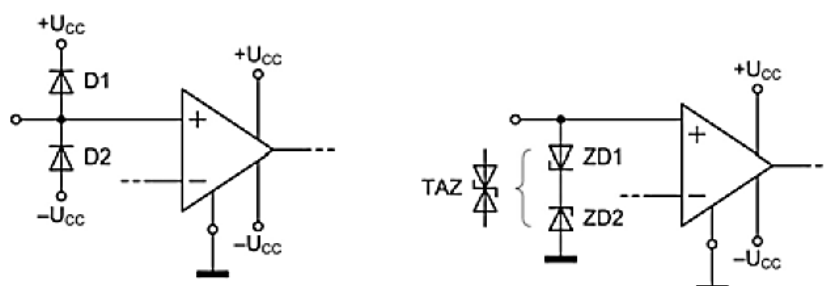
Následující text je věnován popisu jednotlivých bloků zobrazených na *obr. 15*.

⑩ Snímací elektrody

Pro snímání povrchového EKG se používají v zásadě tři typy elektrod: Standardní kovové velkoplošné elektrody, elektrody přísavné a elektrody plovoucí. Pro snížení přechodového odporu mezi elektrodou a kůží se aplikuje mezi tento spoj elektroodivný gel. [7]

① Ochrana vstupů předzesilovače

Pro ochranu elektronického zařízení proti defibrilačním výbojům, aplikovaným na monitorovaného pacienta, se užívá plynových výbojek společně se Zenerovými nebo usměrňovacími diodami. Plynové výbojky poskytují ochranu pouze proti vyšším hodnotám napětí než zhruba 60 V. Tam, kde je zapotřebí chránit elektronické obvody proti přepětím menším, je možno ochranné obvody realizovat pomocí Zenerových diod v antisériovém zapojení nebo usměrňovacích diod zapojených dle *obr. 16*. [5]



Obr. 16 - Ochrana vstupů pomocí usměrňovacích diod (vlevo), pomocí Zenerových diod (vpravo) [5]

② Detekce kontaktu elektrod

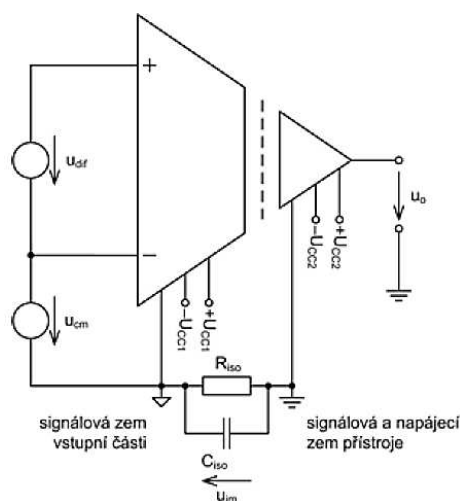
Detekce správného kontaktu elektrod je založena na zjišťování impedance rozhraní elektroda-pokožka např. pomocí oscilátorem generovaného signálu s vyšší frekvencí, než je nejvyšší užitečná harmonická složka signálu EKG. [5]

③ Kalibrace

Účelem kalibrace je poskytnut uživateli informací o skutečných hodnotách napětí na jednotlivých svodech. Kalibrace se provádí přivedením kalibračního pulzu o známém napětí na vstupní obvody jednotlivých signálních cest.

④ Oddělovací zesilovač

Úkolem oddělovacího zesilovače (obr. 17) je galvanické oddělení vstupní a výstupní části měřicího přístroje. Vytvořená bariéra chrání elektroniku před defibrilačními impulsy, dosahujícími úrovně jednotek kV, a zároveň pacienta při případné poruše izolační pevnosti napájecích obvodů zařízení. Oddělení může být realizováno indukční, kapacitní či optoelektronickou vazbou. Izolovaná a neizolovaná část musí mít galvanicky oddělené napájení. [5]



Obr. 17 - Izolační zesilovač [5]

⑤ Diferenční zesilovač

Diferenční zesilovač zesiluje rozdílnou složku dvou signálů přivedených na jeho vstupy. Měl by splňovat následující parametry:

Dynamický rozsah vstupního napětí	$\pm 20 \mu\text{V} - \pm 5 \text{ mV}$
Amplitudová kmitočtová charakteristika	0,05–250 Hz
Potlačení soufázového signálu	nejméně o 89 dB
Vstupní impedance (uvedeno pro 10 Hz)	nejméně 2,5 M Ω
Nízký šum	

[7]

⑥ Filtrace

Hlavním úkolem analogové filtrace je odstranění složek signálu o vyšší frekvenci, než je polovina vzorkovací frekvence analogově-digitálního převodníku, aby byl splněn Shannonův-Nyquistův teorém¹ a nedocházelo k aliasingu (překládání frekvencí). Další filtrace může být provedena číslicově.

⑦ Zesilovač s proměnným zesílením

Zesilovač s proměnným zesílením zajišťuje zesílení signálu na úroveň, při níž je využit celý rozsah analogově-digitálního (AD) převodníku.

⑧ Analogově-digitální převodník

AD převodník převádí analogový (spojitý) signál na signál diskrétní (nespojité), za účelem možnosti dalšího zpracování tohoto signálu pomocí výpočetní číslicové techniky. Volba vzorkovací frekvence je závislá na klinickém užití elektrokardiografu. Pro běžné ambulantní vyšetření je dostačující vzorkovací frekvencí 500 Hz. V případě analýzy vysokofrekvenčního EKG se vzorkovací frekvence volí minimálně 1000 Hz.[7]

⑨ Izolační bariéra

Izolační bariéra galvanicky odděluje obvody pro číslicové zpracování od obvodů analogových.

⑩ Programové zpracování

Požadavkům na programové vybavení se věnuje následující oddíl (2.2).

¹ Nemá-li dojít při vzorkování analogových signálů ke ztrátě/zkreslení informace, musí být vzorkovací frekvence alespoň dvojnásobkem nejvyšší frekvence obsažené v signálu. [11]

2.2 Požadavky na programové vybavení

Původní koncepce lékařských zařízení, jako jsou EKG a EEG (elektroencefalograf), je založena na zpracování biosignálů vhodnými elektronickými obvody a jejich následné analogové reprezentaci či záznamu. Číslicové (programové) zpracování přináší řadu benefitů – zejména vyšší funkcionalitu a snazší adaptabilitu systému.

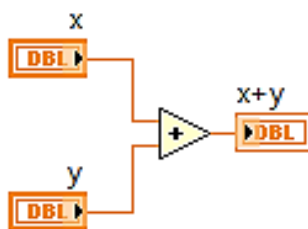
Předpokladem úspěšného vývoje pokročilých sofistikovaných zdravotnických systému je, kromě dobře navrženého konceptu, také vhodná volba programovacího jazyku. Pro účely virtuálního patientského monitoru se nabízí využití grafického programovacího jazyku LabVIEW, právě pro jeho virtuální instrumentaci.

2.2.1 LabVIEW – nástroj virtuální instrumentace

LabVIEW (Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench – laboratorní pracoviště virtuálních přístrojů) je programovací prostředí vyvinuté americkou firmou National Instruments (NI). Historie LabVIEW sahá do roku 1983. Tento produkt se postupně stal, vedle dalších aktivit, hlavním středobodem zájmu vývoje zmíněné firmy, která je v současné době největším výrobcem a průkopníkem v oblasti virtuální instrumentace. [13]

LabVIEW je grafický programovací jazyk. Klasické textové řádkové programování je zde nahrazeno grafickou interpretací, která přispívá k přehlednosti programového kódu, zjednodušení a urychlení programovacího procesu. Program obsahuje širokou nabídku funkcí, které jsou reprezentovány ikonami. Tyto ikony jsou vzájemně propojovány virtuálními vodiči („dráty“) viz *obr. 18*. Pořadí, ve kterém budou jednotlivé funkce vykonávány, je určeno jednak propojením těchto bloků vodiči, zadruhé dostupností všech vstupních dat dané funkce. LabVIEW tedy využívá toku dat (angl. dataflow) při determinaci posloupnosti vykonávání funkcí. Z popsaného vyplývá další vlastnost a to, že v LabVIEW lze snadno docílit paralelního vykonávání jednotlivých úloh. [13] [14] [15]

LabVIEW disponuje vysokou kompatibilitou jak s operačními systémy (Windows, Linux, Windows Mobile), tak s širokou škálou technických zařízení pro měření a automatizaci, které vyrábí sama firma National Instruments. Mnohé z nich využívají technologii plug-and-play (připoj a hraj). Mezi podporovaná rozhraní patří například USB, PCI, PXI, Wi-Fi, Ethernet a GPIB. [15]



Obr. 18 - Princip grafického programování

Mezi uživatelským rozhraním programu v LabVIEW a podobou čelního panelu reálného přístroje existuje nezřídka jistá analogie. Tato skutečnost je jedním z důvodů, proč se program v LabVIEW označuje pojmem virtuální (zdánlivý) přístroj – VI (Virtual Instrument). Každý VI se skládá ze dvou oken: čelního panelu a blokového diagramu. [13]

Čelní panel (Front Panel)

Čelní panel představuje, jak již bylo řečeno, uživatelské rozhraní aplikace. Určuje její vzhled a přes ovládací prvky i chování programu. Vizualní prvky, jež lze umístit na čelní panel, dělíme na dvě základní skupiny: vstupy (**Controls**) a výstupy (**Indicators**). Mezi klasické vstupy patří různé podoby ovladačů, jako jsou: tlačítka, otočné knoflíky, posuvné ovladače či textové a číselné ovladače. Výstupy mohou mít podobu číselných a textových zobrazovačů, kontrolky, diagramů, grafů apod. [13] [16]

Blokový diagram (Block Diagram)

V blokovém diagramu je definován vlastní algoritmus programu. Každý prvek čelního panelu je v blokovém diagramu interpretován přípojným místem (terminálem). Tyto terminály uživatel propojuje a vkládá jim do cesty různé funkce a výpočetní operace. Paleta funkcí disponuje strukturami, jako jsou smyčky a sekvence, numerickými funkcemi, funkcemi booleovské algebry, nástroji pro práci s polem, klastry, signály, soubory aj. Uživatel se nemusí omezovat pouze na funkce, které mu nabízí knihovna, ale může vytvářet vlastní funkce (podprogramy – subVI). [13] [16]

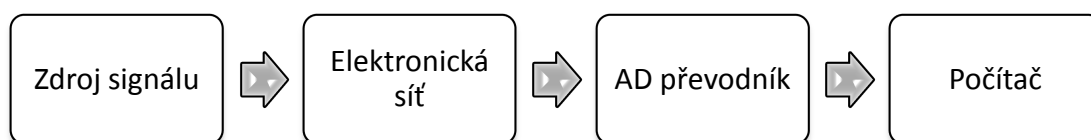
Licence LabVIEW Student Edition

Licenci k vývojovému prostředí LabVIEW 2010 Student Edition pro účel této bakalářské práce bezplatně poskytla firma National Instruments (Czech Republic), s.r.o.

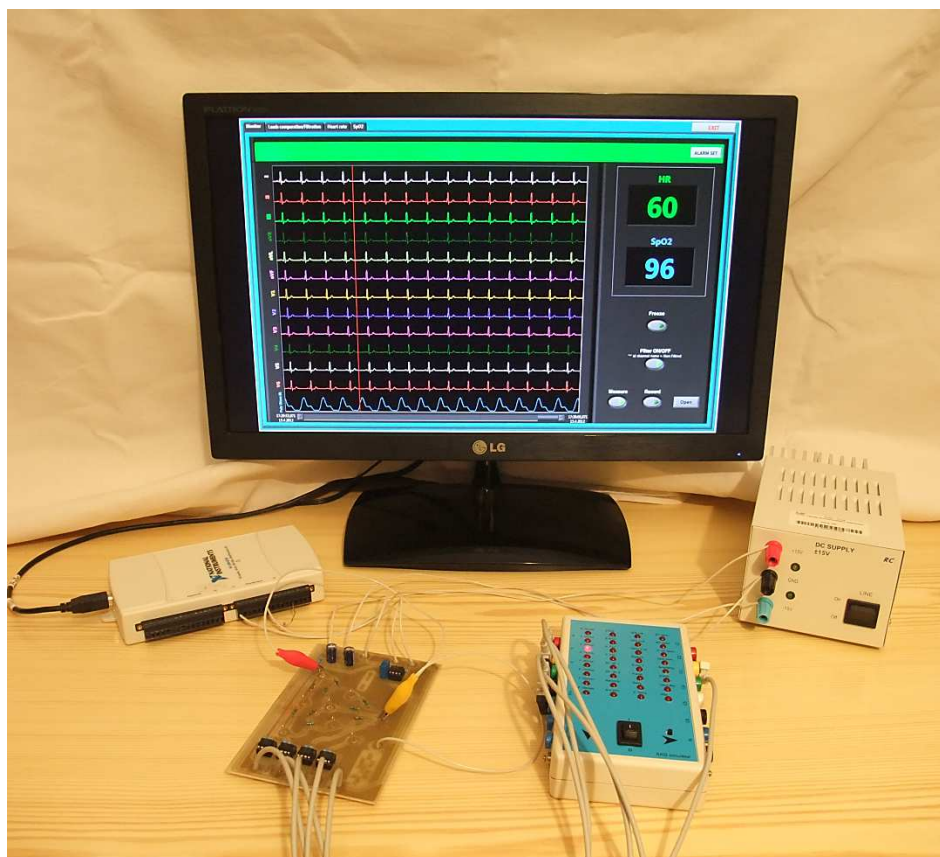
3 Vývoj virtuálního patientského monitoru

Kapitola vývoj virtuálního patientského monitoru se věnuje popisu přístroje vytvořeného v rámci této bakalářské práce. Výsledný produkt, virtuální patientský monitor, je navrhován jako výuková pomůcka pro studenty oboru Biomedicínská technika.

Realizace virtuálního patientského monitoru se skládá ze dvou částí – elektronické a programové. Konektivita obou částí je zajištěna analogově-digitálním převodníkem. Principiální blokové schéma zařízení znázorňuje *obr. 19*. Zařízení samotné je zobrazeno na *obr. 20*.



Obr. 19 - Principiální blokové schéma virtuálního patientského monitoru



Obr. 20 - Virtuální patientský monitor

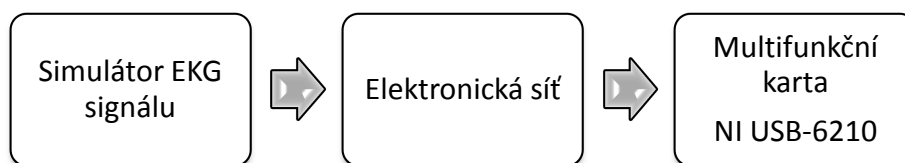
3.1 Vývoj elektronické části

Hlavní úlohou elektronické části zařízení je:

- Zajistit zdroj signálu pro virtuální patientský monitor a to ve formě kompatibilní se vstupními parametry AD převodníku a použitým programovým vybavením.
- Demonstrovat uživateli (studentovi) realizaci jednotlivých funkčních bloků zařízení, k nimž nemá u originálního přístroje za normálních okolností přístup.

Stěžejní částí patientského monitoru je monitorace srdeční činnosti. Z tohoto důvodu byl vývoj virtuálního patientského monitoru zaměřen zejména na **elektrokardiografii**.

Blokové schéma elektronické části je znázorněno na *obr. 21*.



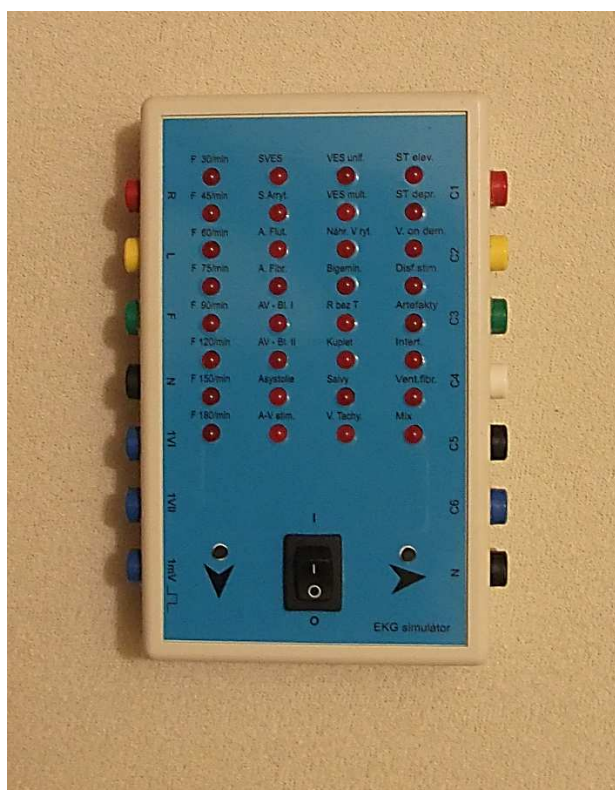
Obr. 21 - Blokové schéma elektronické části virtuálního patientského monitoru

Následující pododdíly jsou věnovány popisu jednotlivých bloků schématu *obr. 21*.

3.1.1 Simulátor EKG signálu

Použitý EKG simulátor LHL, viz *obr. 22*, má formu kapesního přístroje napájeného tužkovými bateriemi. Disponuje devíti svorkami resp. zdírkami generujícími signály šesti hrudních (C1–C6) a třech končetinových (R, L, F) svodových míst a dále jednou svorkou resp. zdírkou pro zpětnovazební signál (N). Další tři výstupy, sloužící ke kalibraci přípojného zařízení, generují signály o napětí 1 V a obdélníkový signál úrovně 1 mV. [17]

Základní nabídka simulátoru je složena z 32 volitelných programů. Jednotlivé programy poskytují sinusové rytmy o různých srdečních frekvencích, dále arytmie, blokády a další patologické rytmy, signál s artefakty, stimulovaný rytmus a v neposlední řadě sedmnáctiminutový program zahrnující směsici všech programů.

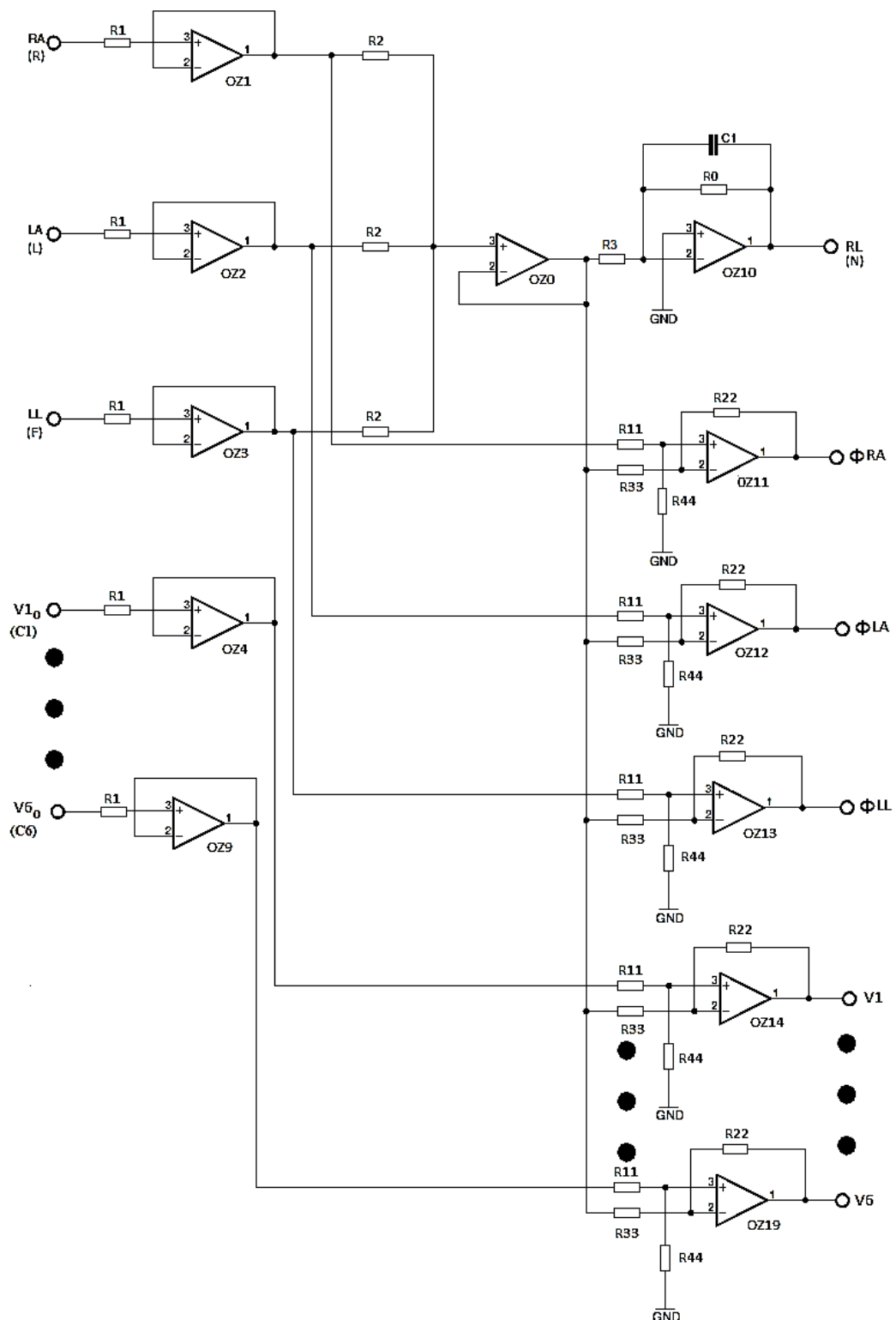


Obr. 22 - Simulátor EKG

3.1.2 Elektronická síť

Pro účely virtuálního patientského monitoru byla navržena elektronická síť, jejíž schéma je znázorněno na *obr. 23*. Vstupní signály z jednotlivých svodových míst jsou pomocí elektronické sítě nejdříve impedančně přizpůsobeny a následně vztahovány k potenciálu Wilsonovy centrální svorky. Napěťové úrovně jednotlivých svodů jsou vypočítávány číslíkově. Popsaná koncepce elektronické sítě má oproti plně analogovému řešení, schematicky znázorněnému na *obr. 14*, následující výhody:

- Menší počet zaplněných analogových vstupů multifunkční karty NI USB-6210 ponechává možnost připojení dalších modulů pro monitoraci vitálních funkcí do zbylých vstupů.
- Menší počet použitých zesilovačů snižuje materiálovou spotřebu i spotřebu energie nutné k napájení zesilovačů.
- Odpadá nutnost vytvoření referenčních svorek pro Goldbergerovy svody.



Obr. 23 - Vstupně-výstupní obvody 12svodového EKG při číslicovém výpočtu napěťových úrovní jednotlivých svodů z potenciálů jednotlivých svodových míst

Operační zesilovače musí splňovat požadavky specifikované v oddílu 2.1, bodu 5. Operační zesilovače OZ0–OZ9 jsou zapojeny jakožto napěťové sledovače sloužící k impedančnímu přizpůsobení signálu. K eliminaci souhlasného signálu na vstupu končetinových svodů (odpovídajícímu potenciálu Wilsonovy centrální svorky) slouží operační zesilovač OZ10 v invertujícím zapojení, jehož výstup je přiveden na svorku N simulátoru EKG. Kondenzátor ve zpětné vazbě invertujícího zesilovače zastává funkci dolnoproustního filtru zabraňujícího zesílení vyšších harmonických složek vstupního signálu. Zesílení rozdílové složky (A_{DIF}) diferenčních zesilovačů OZ11–OZ19 je dáno poměrem hodnot rezistorů dle následujícího vztahu:

$$A_{DIF} = \frac{1}{2} * \left(\frac{R_{11}+R_{22}}{R_{11}} * \frac{R_{44}}{R_{33}+R_{44}} + \frac{R_{22}}{R_{11}} \right) \quad (3) \quad [18]$$

V případě, že $R_{11} = R_{33}$ a $R_{22} = R_{44}$ tedy platí:

$$A_{DIF} = \frac{R_{22}}{R_{11}} \quad (4)$$

Zesílení rozdílové složky má být přizpůsobeno napěťovým rozsahům vstupů karty NI USB-6210 (-10–10 V, -5–5 V, -1–1 V nebo -200–200 mV).

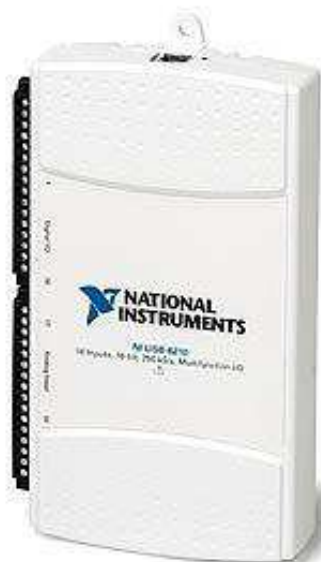
Vzhledem ke skutečnosti, že zařízení má sloužit jako výuková pomůcka a signál je získáván ze simulátoru, nikoliv snímán z pacienta, jsou vynechány některé elektronické prvky popsané v oddílu 2.1 (zejména vstupní ochranné obvody a galvanické oddělení). Jejich vynecháním je snížena cena zařízení za současného zachování funkčnosti.

Filtrace není realizována analogově (v rámci elektronické sítě), nýbrž číslicově (viz pododdíl 3.2.3). Ponechání procesu filtrace číslicovému zpracování přináší řadu benefitů. Výhodou je zejména možnost snadné změny parametrů filtrů bez zásahu do elektronické sítě. Zanedbatelné není ani snížení materiálové spotřeby elektronických prvků. Případnému aliasingu lze zamezit doplněním elektronických obvodů o analogové dolnoproustní filtry nebo v některých případech zvýšením vzorkovací frekvence multifunkční karty. Při testování zařízení se vzorkovací frekvencí 500 Hz nebyl aliasing potvrzen.

Virtuální patientský monitor nebyl testován pomocí výše popsané elektronické sítě, nýbrž pomocí elektronické sítě pro jednosvodové EKG. Programová část zařízení byla pro účel testování přizpůsobena tak, aby virtuální patientský monitor zobrazoval ve všech dvanácti svodech stejný grafický průběh odpovídající zvolenému svodu.

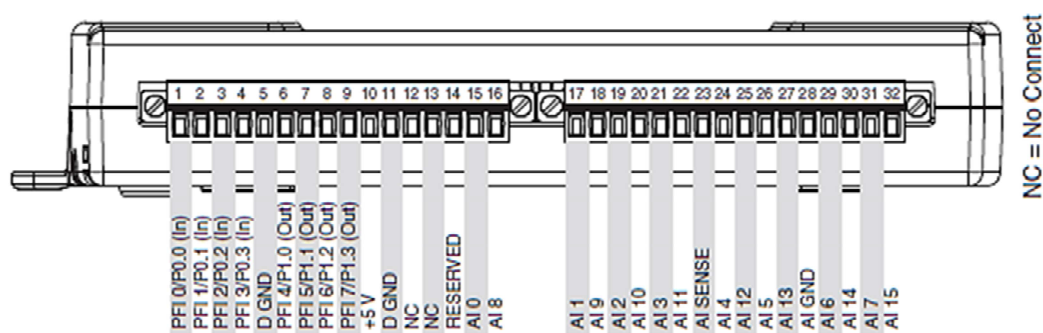
3.1.3 Multifunkční karta NI USB-6210

NI USB-6210 (obr. 24) je multifunkční karta firmy National Instruments, komunikující s počítačem pomocí rozhraní USB. Přes rozhraní USB je zajištěno též napájení karty.



Obr. 24 - Multifunkční karta NI USB-6210 [14]

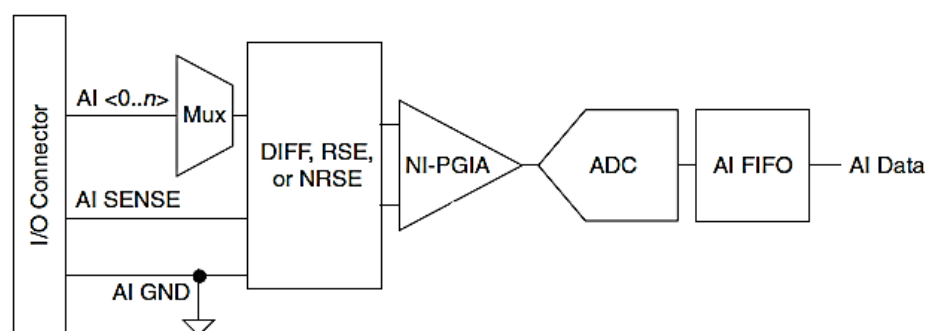
Karta je vybavena šestnácti 16bitovými analogovými vstupy (AI) s maximální vzorkovací frekvencí 250 kS/s^2 , čtyřmi digitálními vstupy (P0.x), čtyřmi digitálními výstupy (P1.x) a dvěma 32bitovými čítači. Rozmístění vstupů resp. výstupů karty je znázorněno na obr. 25. Názvy některých vstupů jsou vysvětleny v následujícím odstavci. [19]



Obr. 25 - Rozmístění vstupů resp. výstupů karty NI USB-6210 [19]

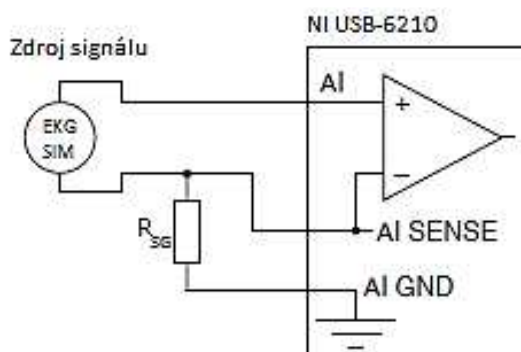
²Jednotka S/s (z angl. Samples per second) udává počet zpracovaných vstupních vzorků hodnot za sekundu. V našem případě tedy 250 000 vzorků za sekundu.

Blokové schéma analogových vstupů je na *obr. 26*. Jednotlivé analogové signály jsou postupně přiváděny přes multiplexer (MUX) na analogově-digitální konvertor (ADC). Blok DIFF, RSE, NRSE představuje nastavení zapojení vstupního signálu: DIFF pro diferenciální zapojení, RSE pro nesymetrické zapojení se společnou zemí GND a NRSE pro nesymetrické zapojení se zemí SENSE, kde není zem karty GND přímo propojeno se zemí ostatních připojených zařízení. Blok NI-PGIA slouží k nastavení vstupního rozsahu převodníku. Maximální vstupní rozsah pro nesymetrické zapojení je 20 V s odpovídajícím rozlišením 320 μ V, minimální pak 400 mV s rozlišením 6,4 μ V. Aby nedošlo ke ztrátě dat v případě, že počítač nestíhá přebírat data z karty, je zařazena v blokovém schématu paměť typu fronta (FIFO – z angl. First In – First Out). Délka fronty je programově nastavitelná. [19]



Obr. 26 - Blokové schéma analogových vstupů karty NI USB-6210 (upraveno z [19])

Virtuální patientský monitor je realizován v zapojení NRSE, aby v případě, že počítač nebude napájen z baterie, nedocházelo ke vzniku zemních smyček (zem počítače vs. zem napájení elektronické sítě). Zdroj signálu (EKG simulátor – EKG SIM) není uzemněn (je plovoucí). Zem GND je se zemí SENSE propojena přes rezistor ($R_{SG} = 1000 \Omega$). Schéma zapojení viz *obr. 27*.



Obr. 27 - Zapojení vstupů karty NI USB-6210 - NRSE, plovoucí zdroj (upraveno z [19])

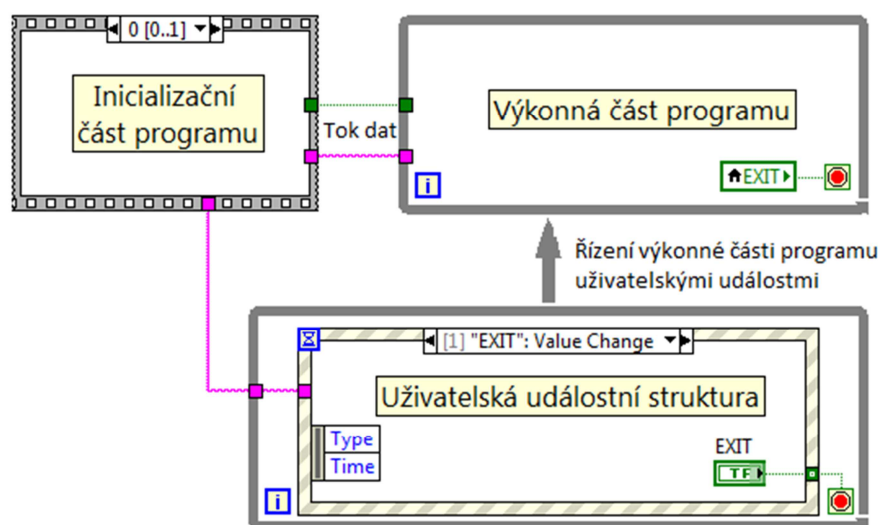
3.2 Vývoj programové části

Hlavní úlohou programové části zařízení je:

- Zpracovávat signál z multifunkční karty NI USB-6210.
- Poskytnout uživateli uživatelské rozhraní virtuálního patientského monitoru.
- Seznámit uživatele s algoritmy zpracování signálů (zejména EKG).
- Seznámit uživatele s grafickým programovacím jazykem LabVIEW.

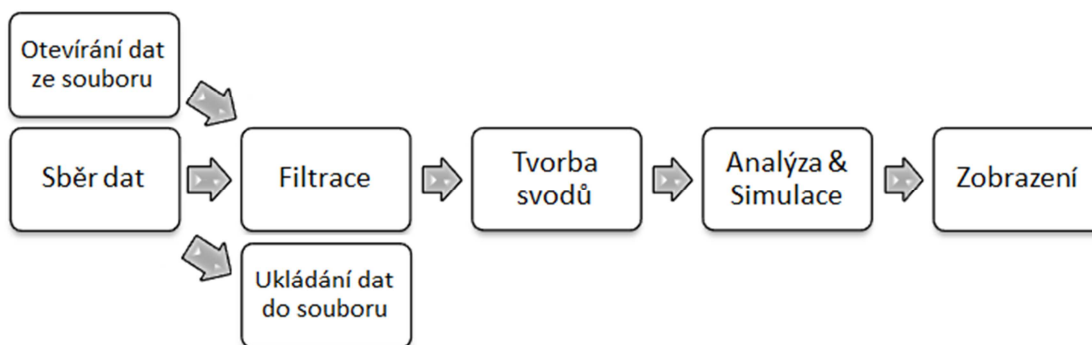
Podle [20] jsou základními požadavky na virtuální zařízení: uživatelská přívětivost, modulárnost vývojových schémat, flexibilita a adaptibilita. Při vývoji virtuálního patientského monitoru bylo k těmto požadavkům přihlíženo.

Základní struktura programu je tvořena třemi částmi (viz přílohy bakalářské práce). První část představuje sekvenční struktura (**Sequence**), v níž bezprostředně po spuštění programu probíhá inicializace (zápis počátečních hodnot do proměnných, pojmenování svodů, vytvoření virtuálních kanálů pro sběr z karty, nastavení parametrů karty apod.). Další dvě části jsou tvořeny dvěma paralelně vykonávanými vlákny. V jednom vlákne se nachází samotná výkonná část programu, ve vlákne druhém událostní struktura (**Event Structure**) sloužící k obsluze událostí (příkazů) uživatele. Komunikace mezi těmito vlákny je zajištěna pomocí lokálních a globálních proměnných. Výkonná část je spuštěna v okamžiku dostupnosti inicializačních dat na jejích vstupech. Ukončuje ji uživatel příkazem zastavení vykonávání programu (**EXIT**). Událostní struktura se vykonává pouze při intervenci uživatele. Popsaná koncepce programu je na obr. 28.



Obr. 28 - Struktura programu

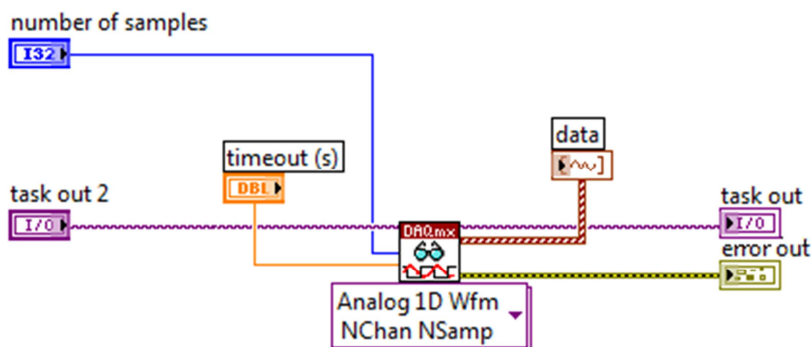
Následující pododdíly jsou věnovány jednotlivým úlohám programového zpracování dat výkonné části programu, jejichž blokové schéma znázorňuje *obr. 29*.



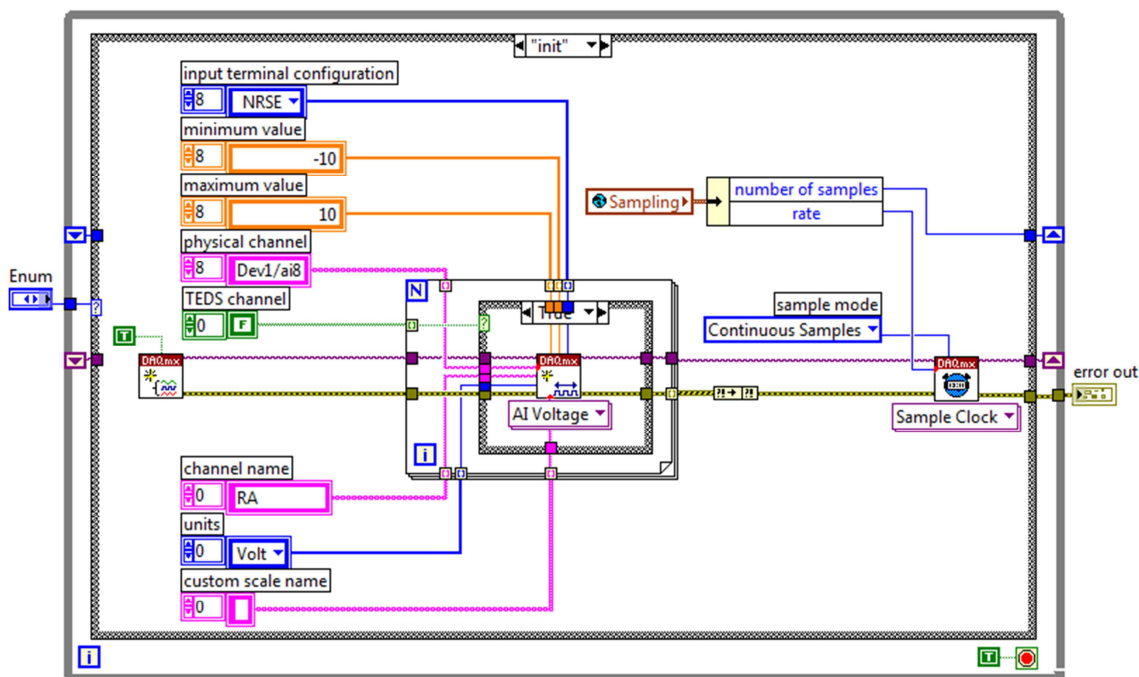
Obr. 29 - Blokové schéma programového zpracování dat

3.2.1 Sběr dat (DAQ - Data Acquisition)

Sběr dat zajišťuje subVI obsahující globální funkční proměnnou, tedy proměnnou umožňující řízený přístup ke zdrojům dat a k akcím k provedení. Globální funkční proměnná je realizována pomocí neinicializovaného posuvného registru **while** cyklu s právě jednou iterací. Použitá globální funkční proměnná má čtyři akce volané pomocí výčtové proměnné (**Enum**). Akcemi jsou inicializace karty (*init*), zahájení a ukončení čtení z karty (*start* a *stop*) a samotné čtení vzorků z karty (*read*). Výstupem akce *read* je signál ve formě 1D pole datového typu *Waveform* (*obr. 30*). *Waveform* je speciální datový typ používaný pro data z časové oblasti. Na *obr. 31* je znázorněna akce *init*, která je jako jediná volána již v inicializační fázi programu. Úkolem této akce je připravit virtuální kanály pro sběr dat, tzn. určit druh zapojení vstupního signálu (DIFF, RSE, NRSE), nastavit vstupní rozsah analogově-digitálního převodníku (NI-PGIA), určit počet kanálů otevřených pro sběr dat, určit fyzikální jednotky snímaného signálu, vzorkovací frekvenci (*rate*), délku FIFO fronty (*number of samples*) atd.



Obr. 30 - Sběr dat – čtení vzorků



Obr. 31 - Sběr dat – inicializace

3.2.2 Práce se souborem

Tato část programu umožňuje uživateli ukládat data do souboru (pomocí tlačítka **Record**) a číst data ze souboru (tlačítka **Open**). V případě čtení dat ze souboru je automaticky pozastavena činnost sběru dat kartou. Aby bylo zamezeno okamžitému přepisování dat novými vzorky z karty po načtení dat ze souboru, je funkce sběru dat opětovně obnovena až na vyžádání uživatele (tlačítka **Measure**).

Jedním z příkladů užití funkce práce se souborem je situace, kdy uživatel (student) momentálně nemá k dispozici elektronickou část zařízení a přesto chce využít funkce virtuálního patientského monitoru.

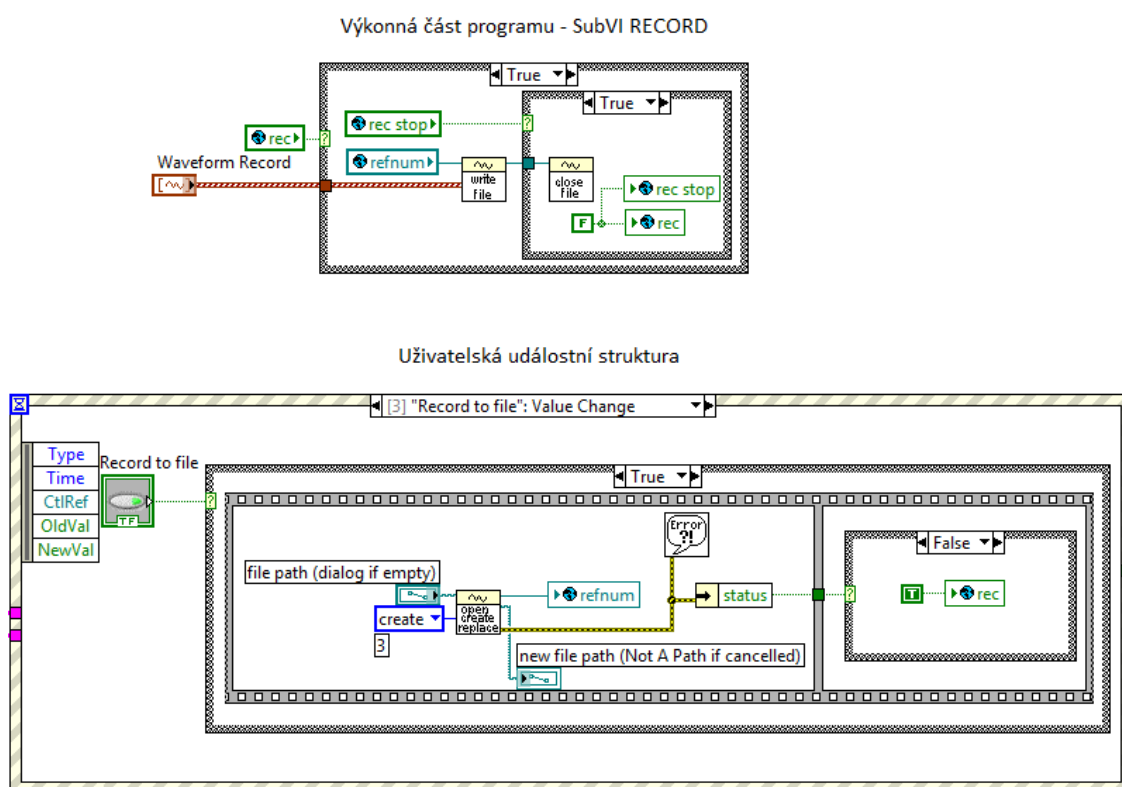
Práce s datovými soubory se skládá zpravidla ze tří kroků:

- 1) Vytvoření nebo otevření souboru. Při otvírání souboru je zapotřebí určit jeho umístění (`file path`). Otevřený soubor si s sebou nese identifikátor (referenční číslo – `refnum`).
- 2) Čtení ze souboru nebo zápis do souboru.
- 3) Uzavření souboru.

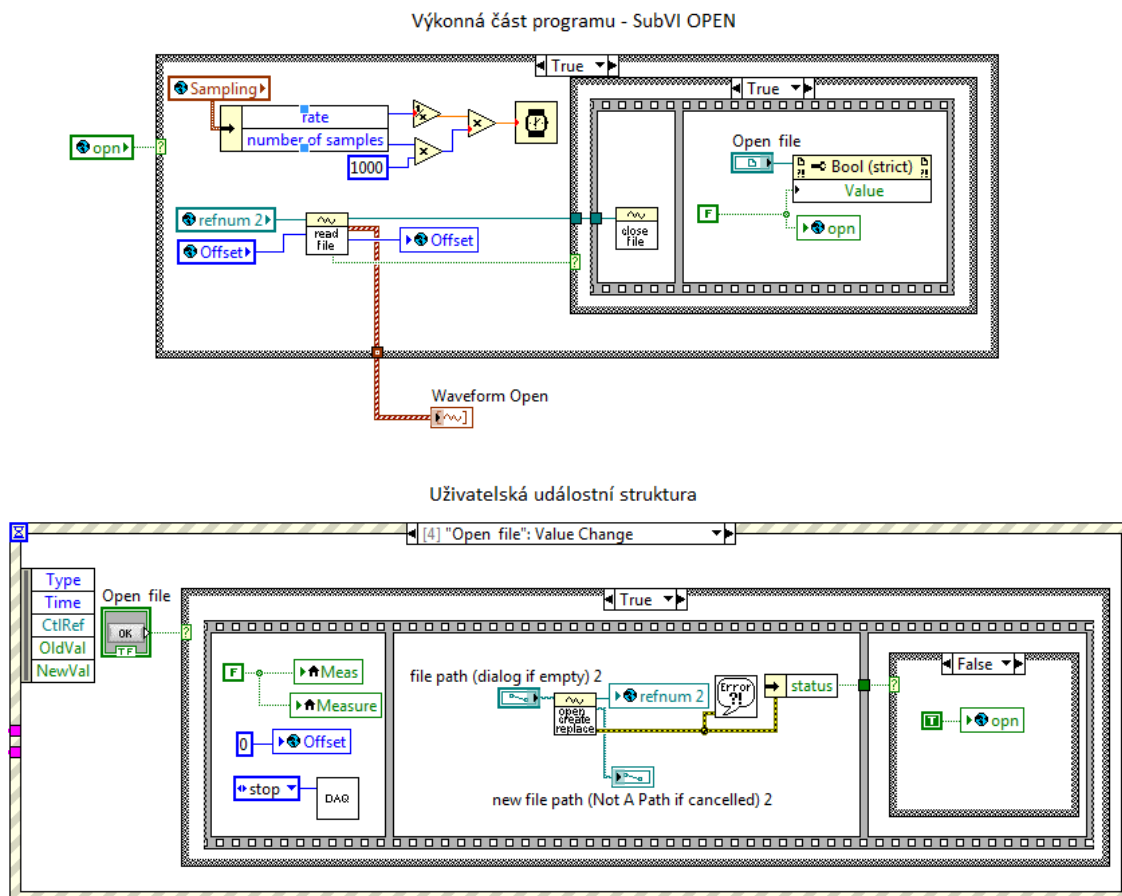
[13]

Pro vytvoření a otevření souboru je použita funkce **Open Create Replace WDT Array Dlog File**. Uzavírání souboru zajišťuje funkce **Close WDT Array Dlog File+**. Čtení ze souboru probíhá pomocí funkce **Read WDT Array Dlog File+**, zápis pak pomocí **Write WDT Array Dlog File+**. Všechny tyto funkce podporují datový typ Waveform.

Vytvoření a otevření souboru je vyvoláno uživatelským zásahem, tedy obsluhováno v uživatelské událostní struktuře. Samotné čtení ze souboru a zápis do souboru probíhají ve výkonné části programu. Soubor je uzavírán dle situace buď v uživatelské událostní struktuře, nebo ve výkonné části programu. Z popsaného vyplývá, že práce se souborem je obsluhována ve dvou paralelních vláknech. Synchronizace těchto vláken je zajištěna pomocí lokálních a globálních proměnných. Ukládání dat do souboru a otevírání dat ze souboru je znázorněno na *obr. 32 a 33*.



Obr. 32 - Ukládání dat do souboru



Obr. 33 - Otevírání dat ze souboru

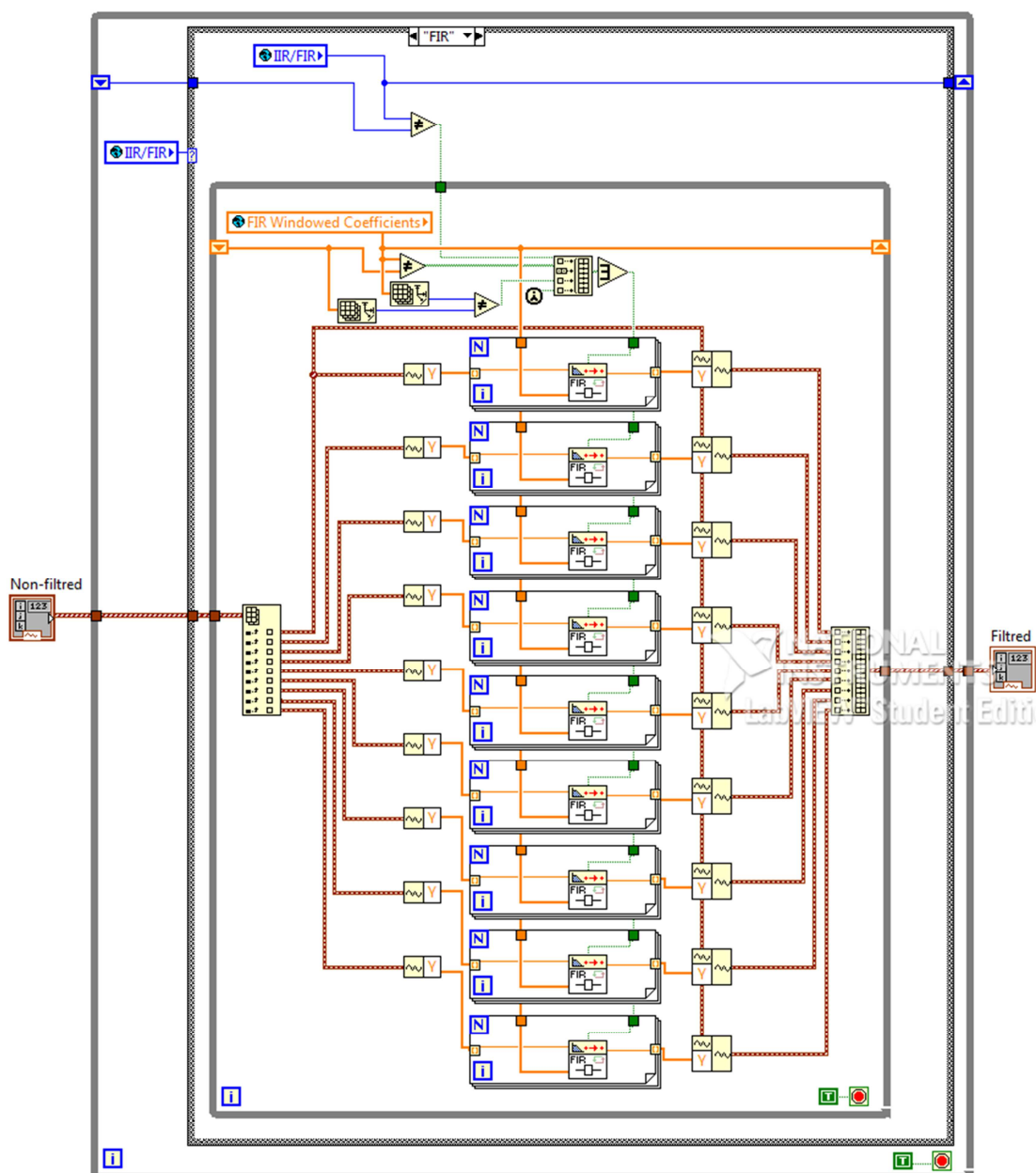
3.2.3 Filtrace

LabVIEW disponuje širokou škálou expresních funkcí pro filtraci, analýzu a simulaci signálu. Tyto funkce jsou velice pohodlné pro použití, avšak při programování složitějších programových struktur často nesplňují požadavky na funkcionalitu.

V případě monitorace EKG v reálném čase je třeba podrobit filtraci v každém okamžiku stále nově příchozí vzorky. Nelze tedy použít expresní funkci, neboť ta vyžaduje přivedení signálu o předem definované konečné délce na svůj vstup. Řešení spočívá v realizaci filtrace pomocí funkcí z palety **Point By Point (PtByPt)**. Jednotlivé vzorky signálu jsou do filtru PtByPt předávány z původního 1D pole pomocí **for** cyklu. **Filtr PtByPt** si sám archivuje historii vzorků potřebnou pro funkčnost a stabilitu filtru. Právě z důvodu této archivace vzorků není možné zapouzdřit bloky programového kódu opakující se pro každý kanál do subVI a tyto subVI volat v cyklu pro všechny kanály.

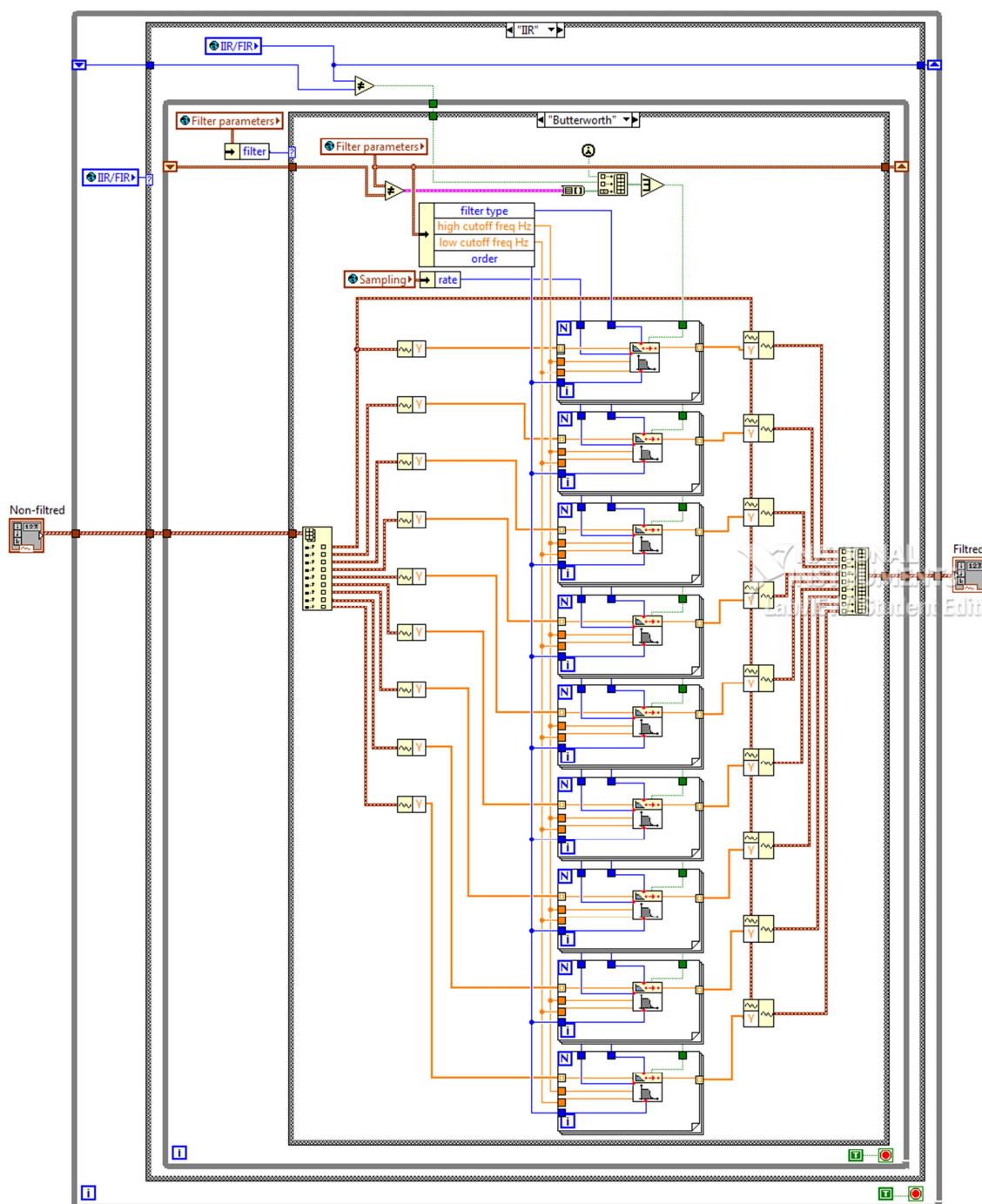
Druh a parametry filtru lze měnit za chodu programu. Uživatel si tak může osvojit vlastnosti jednotlivých filtrů a postup při filtraci EKG.

Obr. 34 poskytuje náhled na filtr s konečnou impulsní odezvou (**FIR filtr**). Koeficienty určující přenosové vlastnosti filtru (FIR Windowed Coefficients) jsou vypočítávány v uživatelské událostní struktuře, z požadavků zadaných uživatelem, a následně předávány subVI *FILTRATION* ve výkonné části programu. Při každé změně koeficientů filtrace jsou filtry reinitializovány.



Obr. 34 - FIR filtr

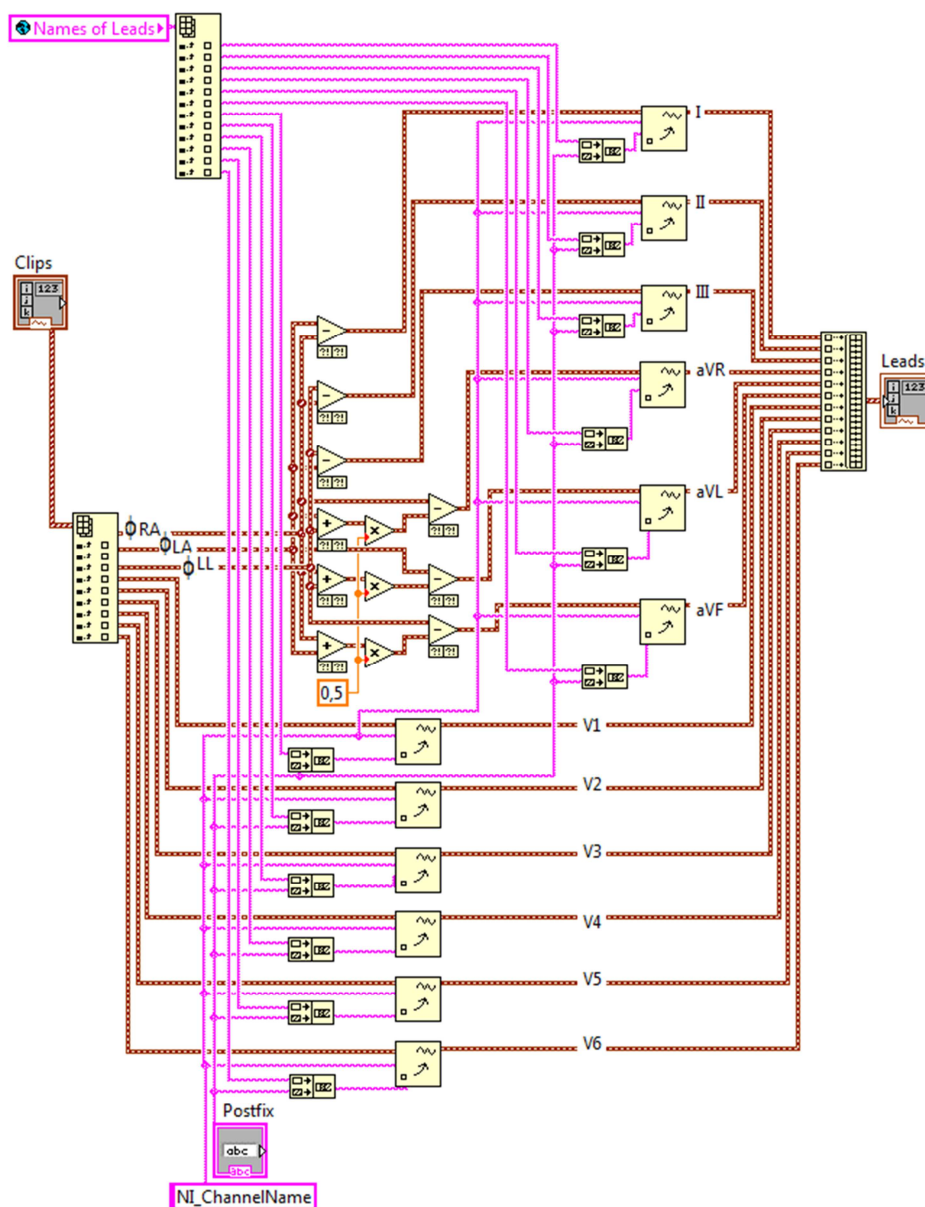
Na obr. 35 je jeden z filtrů s nekonečnou impulsní odezvou (**IIR filtr Butterworth**). Parametry filtru (Filter Parameters) opět zadává uživatel. V případě **IIR filtrů PtByPt**, jako jsou **Butterworth**, **Chebyshev** a **Bessel**, však odpadá nutnost výpočtu koeficientů přenosu, jelikož vstupem těchto funkcí jsou přímo zadávané parametry, jako jsou mezní frekvence, řád filtru apod. Filtry jsou opět reinicializovány při změně jakéhokoli parametru filtrace.



Obr. 35 - IIR filtr - Butterworth

3.2.4 Tvorba svodů EKG

V subVI *LEADS* (obr. 36) jsou z potenciálů svorek jednotlivých svodových míst EKG vypočítávány napěťové úrovně svodů standardního 12svodového systému dle vzorců popsaných v pododdílu 1.1.2. Tato část programu nahrazuje část úlohy elektronické odporové sítě. Názvy svodů (Names of Leads) jsou výsledným svodům přiřazovány z globální proměnné. SubVI *LEADS* se v programu vyskytuje na dvou místech – jednou pro kanál 12svodového EKG podléhajícího filtraci, podruhé pro kanál 12svodového EKG nepodléhajícího filtraci. Aby byly filtrované a nefiltrované svody rozlišeny, je názvům svodů nefiltrovaného signálu EKG přiřazena hvězdička jakožto přípona (Postfix).



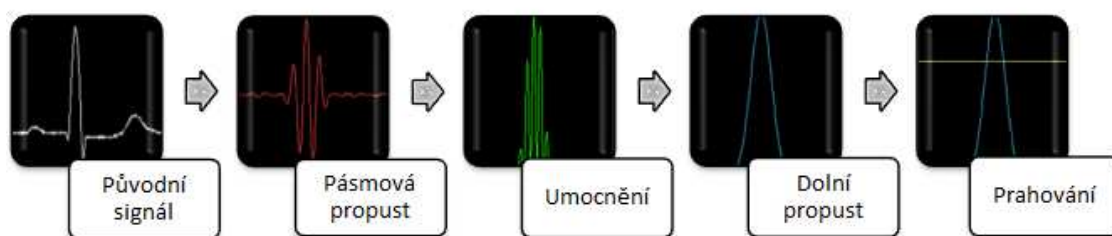
Obr. 36 - Tvorba svodů EKG

3.2.5 Analýza EKG

Zcela základní informací získávanou analýzou elektrokardiogramu je srdeční frekvence. Algoritmus bývá zpravidla založen na měření R-R intervalu – časové vzdálenosti sousedních R-vln. R-vlna, součást komplexu QRS, má řadu charakteristických vlastností usnadňujících její rozpoznání. Mezi tyto vlastnosti patří: rychlá změna v čase, kterou lze zvýraznit derivací signálu, dále vysoká amplituda, k jejíž detekci u fyziologického signálu postačí prahování, a v neposlední řadě charakteristická frekvence QRS komplexu. Této vlastnosti lze využít při zpracování signálu Fourierovou či vlnkovou transformací.

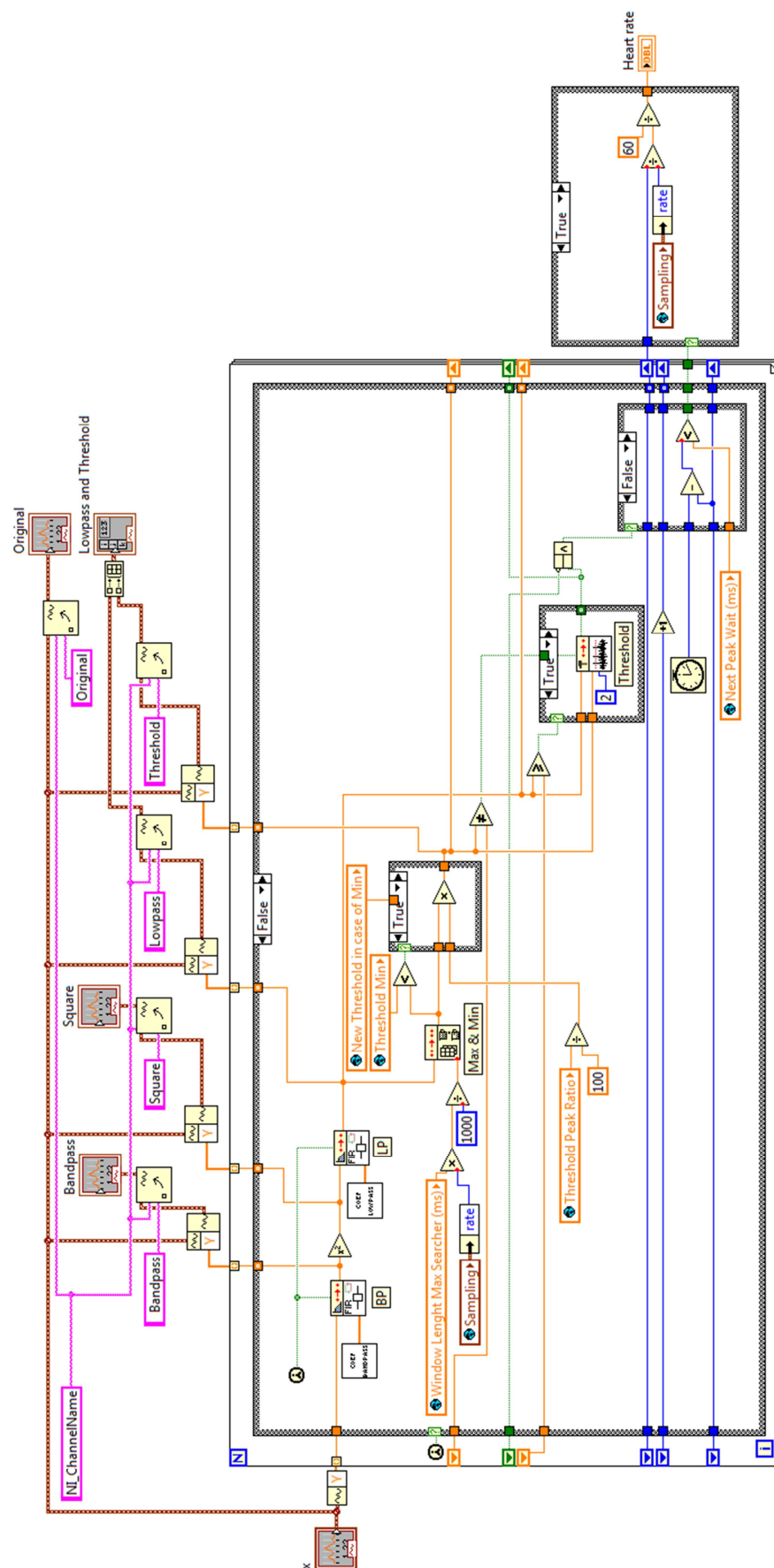
Vysoké požadavky jsou kladeny na spolehlivost a robustnost celého algoritmu pro stanovení srdeční frekvence. Systém musí správně analyzovat signál patofyziologický, signál zarušený artefakty i signál s intervencí kardiostimulátoru (zejména unipolárního).

Analýza srdeční frekvence virtuálního patientského monitoru, realizovaného v rámci této bakalářské práce, je založena na detekci R-vln pomocí plovoucího prahu. Z původního signálu vybraného svodu je nejdříve vyseparován QRS komplex pomocí filtru typu pásmová propust. Většina energie QRS komplexu se nachází ve frekvenčním pásmu 5–30 Hz, přičemž funkce spektrální hustoty energie dosahuje maxima mezi 15 a 20 Hz [7]. Filtr je proto nastaven na propouštění frekvencí právě v rozsahu 15–20 Hz. Následné umocnění filtrovaného signálu odstraní jeho polaritu. Dolnoproustní filtr vyhladí signál a připraví jej k prahování. V rámci prahování jsou detekovány a počítány pulsy vyskytující se nad úrovní plovoucího prahu. Srdeční frekvence je vyjadřována v počtu pulsů za minutu. Blokové schéma analýzy srdeční frekvence je znázorněno na *obr. 37*.



Obr. 37 - Blokové schéma analýzy srdeční frekvence

Obr. 38 poskytuje náhled do subVI *HEART RATE*, v němž je v reálném čase vypočítávána právě srdeční frekvence. SubVI je popsáno v následujícím odstavci.



Obr. 38 - Analýza srdeční frekvence

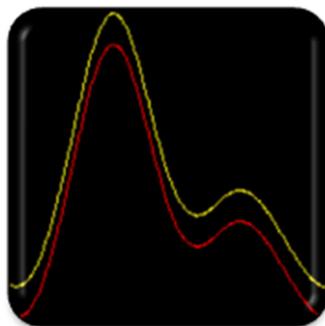
Algoritmus znázorněný na *obr. 38* zpracovává skalární hodnoty signálu EKG vyčítané z datového typu `Waveform` pomocí cyklu `for`. Signál nejprve prochází FIR filtrem typu pásmová propust o 101 koeficientech Hammingova okna a propustné frekvenci 15 až 20 Hz. Po následném umocnění je vyhlazen filtrem typu dolní propust, opět o 101 koeficientech Hammingova okna, tentokrát s horní mezní frekvencí 5 Hz. Výstupem další funkce (**Array Max & Min PtByPt**) je maximální funkční hodnota signálu v plovoucím okně, jehož délka je zadána v milisekundách pomocí proměnné `Window Lenght Max Searcher (ms)`. Zlomek maximální funkční hodnoty (definován v procentech pomocí proměnné `Threshold Peak Ratio`) je pak nastaven jako práh funkce **Threshold Detector PtByPt**. V případě, že je hodnota prahu nižší než hodnota `Threshold Min`, je práh nastaven na hodnotu vyšší (`New Threshold in case of Min`) a srdeční frekvence se tudíž stane nulovou. Funkce **Threshold Detector PtByPt** vrací hodnotu `True` (pravda) při průchodu signálu skrz úroveň prahu. Časové intervaly mezi sousedními hodnotami `True` jsou přepočítávány na počet pulsů za minutu (*Heart rate*). Algoritmus je ošetřen tak, aby reagoval pouze na náběžnou hranu signálu protínajícího prahovou úroveň a dále tak, aby puls začínající v jedné sadě `N` vzorků `for` cyklu a končící v následující sadě `N` vzorků `for` cyklu nebyl vyhodnocen jako pulsy dva. Indikátor *Heart rate* zobrazuje poslední platnou hodnotu srdeční frekvence. V případě úplného výpadku srdeční akce by tedy místo nulové hodnoty ukazoval poslední nenulovou hodnotu. Aby se tomuto jevu zamezilo, je do indikátoru *Heart rate* poslána hodnota nula v případě, že nová hodnota nepříjde do doby nastavené v proměnné `Next Peak Wait (ms)`. Veškeré proměnné může uživatel měnit v souboru globálních proměnných *Global 1*.

3.2.6 Simulace biosignálů

Virtuální patientský monitor vytvořený v rámci této bakalářské práce zobrazuje, kromě elektrokardiogramu a číselného údaje o srdeční frekvenci, také periferní pulsní vlnu (*obr. 39*) a údaj o kyslíkové saturaci krve. Jelikož použitý simulátor nedisponuje funkcí generování signálu pulsního oxymetru a použití jiného simulátoru by vedlo k časové nekompatibilitě obou signálů, byla snaha tuto disproporci alespoň částečně eliminovat tím, že pulsní vlna bude simulována programově v závislosti na aktuální podobě signálu EKG.

Simulace funkce pulsního oxymetru je řešena v subVI *PULSE OXYMETER* (viz obr. 40). Tvaru pulsní vlny bylo docíleno filtrací EKG signálu vhodného svodu pomocí FIR filtru typu dolní propust o 501 koeficientech Hammingova okna, jehož mezní kmitočet se mění v závislosti na srdeční frekvenci. Výsledný signál byl označen za pulsní vlnu získanou činností infračervené LED diody (*Puls Wave IR*). Tvar pulsní vlny pro červenou LED diodu je ovlivněn saturací krve kyslíkem (viz pododdíl 1.2.1). Saturace krve kyslíkem je závislá jak na kardiálních, tak nekardiálních aspektech. Z tohoto důvodu byla saturace v rámci simulace pojata jakožto náhodný jev reprezentovaný sinusovým signálem. Tento sinusový signál, jehož amplitudu ($A_{\sin Wave SpO2 R}$) a frekvenci ($f_{\sin Wave SpO2 R}$) lze nastavit v souboru globálních proměnných *Global 1*, je superponován na původní pulsní vlnu. Výsledná křivka reprezentuje již zmíněnou pulsní vlnu pro červenou LED diodu (*Puls Wave R*).

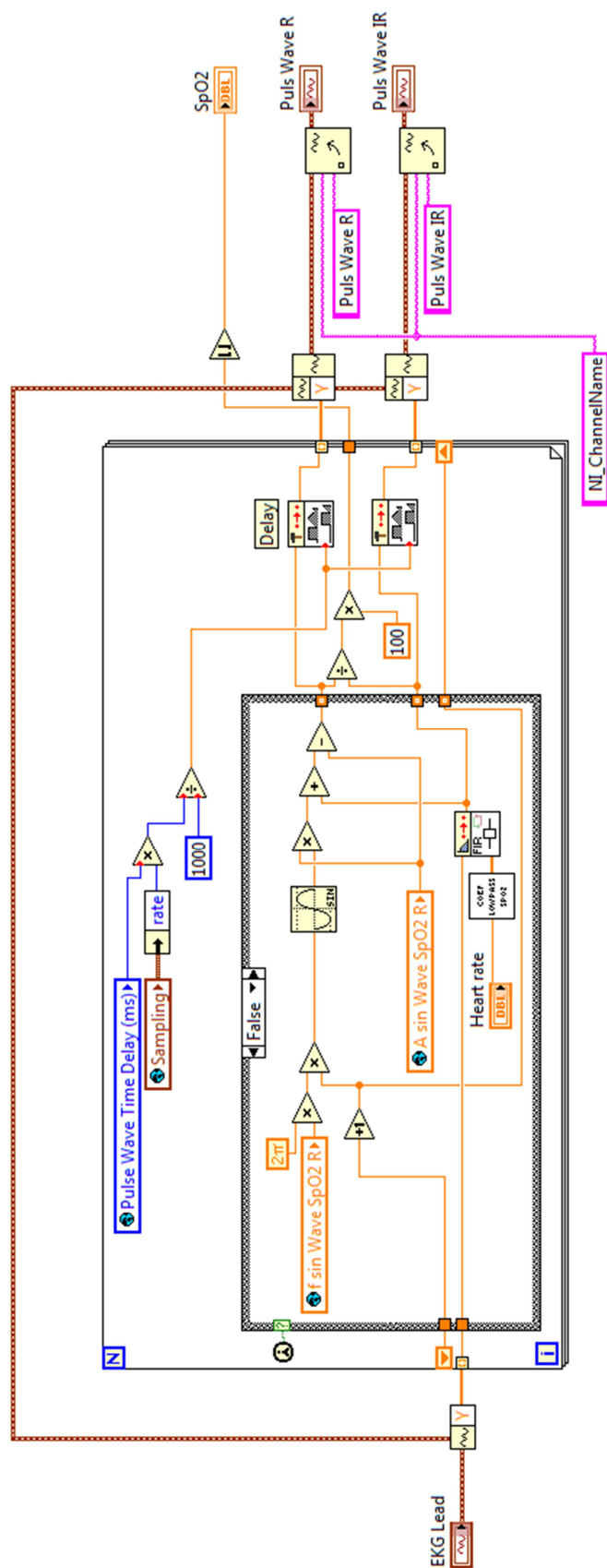
Číselný údaj o saturaci krve kyslíkem (SpO_2) je získáván (dle pododdílu 1.2.2) poměrem signálů *Puls Wave R* a *Puls Wave IR*. Pulsní vlna v akraálních částech těla má jisté zpoždění za signálem EKG. Toto zpoždění, realizované pomocí funkce $Y[i]=X[i-n]$ PtByPt, je závislé na kardiálních i nekardiálních faktorech. Proto je jeho hodnota opět, namísto automatického výpočtu, symbolicky zadávána v souboru globálních proměnných *Global 1* pomocí proměnné *Puls Wave Time Delay (ms)*.



Obr. 39 - Periferní pulsní vlna pro červenou LED diodu (červeně)
a infračervenou LED diodu (žlutě)

3.2.7 Zobrazení dat

K zobrazení průběhů biosignálů je použit grafický zobrazovač **Waveform Chart**. Tento registrační (průběžný) zapisovač v reálném čase postupně doplňuje grafický průběh v závislosti na dostupnosti dat na jeho vstupu.

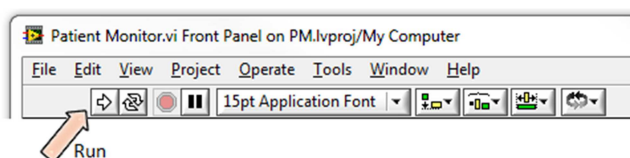


Obr. 40 - Simulace pulsní oxymetrie

4 Uživatelské rozhraní virtuálního patientského monitoru

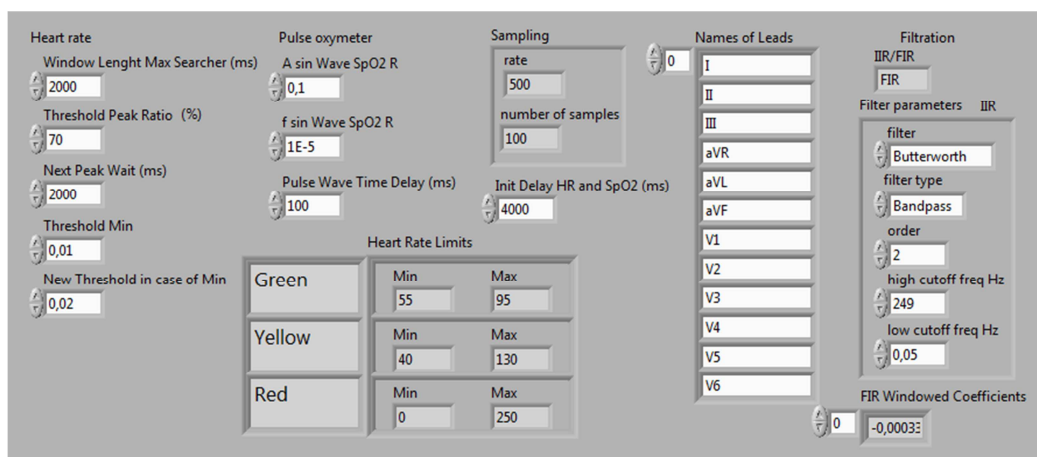
Kapitola uživatelské rozhraní virtuálního patientského monitoru se zabývá popisem čelního panelu výsledného produktu. Popis uživateli slouží jako návod k obsluze. V rámci tvorby této kapitoly byla ověřena funkčnost zařízení. Doporučené rozlišení displeje pro běh aplikace virtuálního patientského monitoru je 1920 x 1080 pixelů.

Ke spuštění programu slouží tlačítko **Run** v horní liště čelního panelu vlevo (viz obr. 41), k ukončení pak tlačítko **EXIT** umístěné v pravém horním rohu samotného virtuálního patientského monitoru.



Obr. 41 - Spouštění programu - tlačítko Run

Veškeré hodnoty vstupů (**Controls**), nastavené uživatelem za chodu programu, jsou po ukončení programu vymazány. Toto opatření zabraňuje případnému rozladění programu neodborným zásahem obsluhy. V případě hlubšího pochopení problematiky zařízení může uživatel přednastavené parametry trvale měnit volbou **Make Current Value Default** nad novou hodnotou příslušného vstupu čelního panelu patientského monitoru nebo globálních proměnných v *Global 1*. Čelní panel souboru globálních proměnných *Global 1* znázorňuje obr. 42. Význam jednotlivých proměnných je popsán v oddílu 3.2. Proměnná *Init Delay HR and SpO2 (ms)* udává zpoždění začátku vypisování hodnot *HR* a *SpO2* po spuštění programu (hodnoty se musí nejdříve ustálit).



Obr. 42 - Globální proměnné v *Global 1*

Virtuální patientský monitor disponuje čtyřmi čelními panely virtuálního přístroje umístěnými v záložkách. Mezi panely může uživatel volně přecházet kliknutím na název příslušné záložky v levém horním rohu monitoru. Vykreslování grafů lze pozastavit stisknutím tlačítka **Freeze**. Tlačítko **Freeze** propojuje grafické zobrazovače všech čtyř panelů. V případě pozastavení vykreslování grafického průběhu jednoho grafu jsou tedy pozastaveny i grafické průběhy ostatních panelů. Grafické zobrazovače nabízí funkce pro kopírování dat grafu (**Copy Data**), vymazání hodnot grafu (**Clear Chart**), změnu způsobu vykreslování grafu (**Update Mode**), exportování hodnot grafu (**Export Data**) do Excelu, DIAdemu³ apod. Tyto funkce jsou přístupné v pop-up menu, které se zobrazí po stisknutí pravého tlačítka myši nad příslušným grafickým zobrazovačem. **Update Mode** nabízí následující varianty vykreslování dat:

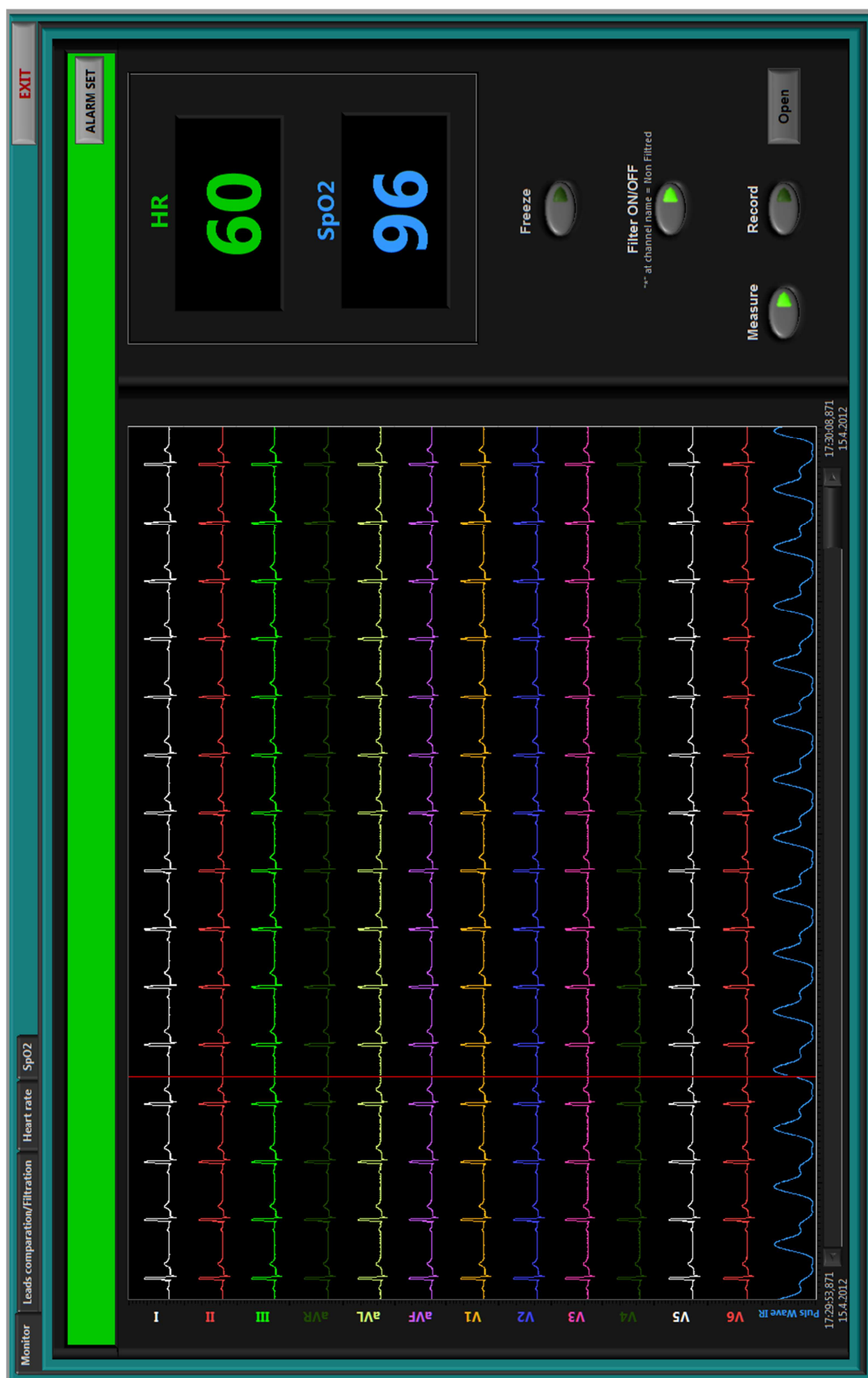
- **Strip Chart** – průběžný zapisovač, který při naplnění grafu posunuje vykreslenou část doleva
- **Scope Chart** – zapisovač, jenž v případě naplnění grafu začíná vykreslování opět zleva
- **Sweep Chart** – obdoba předešlé varianty, avšak nevymazává předešlá data najednou – rozhraní mezi starými a novými daty tvoří svislá značka [13]

Následující oddíly jsou věnovány popisu jednotlivých čelních panelů virtuálního patientského monitoru.

4.1 Čelní panel Monitor

Čelní panel **Monitor**, jenž je znázorněn na *obr. 43*, svým vzhledem připomíná klasický bedside monitor. Vykresluje grafické průběhy standardního 12svodového systému EKG a pulsní vlnu získanou činností infračervené LED diody pulsního oxymetru. Posuvník grafu (**Scrollbar**) umožňuje listování historií grafických průběhů. Srdeční frekvenci (*HR*) a saturaci krve kyslíkem (*SpO₂*) znázorňují číselné indikátory. Funkce tlačítek **Measure**, **Record** a **Open** jsou popsány v oddílu 3.2. Tlačítko **Filter ON/OFF** slouží k zapínání a vypínání filtrace všech dvanácti svodů EKG.

³ DIAdem je program firmy National Instruments sloužící ke správě, vizualizaci, analýze a prezentaci dat.



Obr. 43 - Čelní panel - Monitor

Grafické průběhy všech svodů 12svodového EKG jsou shodné z důvodů popsaných v posledním odstavci pododdílu 3.1.2.

4.1.1 Alarmy

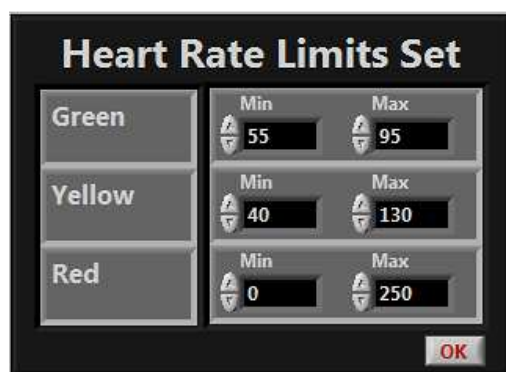
Výstražná signalizace, využívající vizuálních a akustických signálů, je neodmyslitelným prvkem bedside monitorů, přispívající k bezpečnosti pacienta. Informuje o zdravotním stavu pacienta a funkčním stavu přístroje. **ČSN EN 475 Zdravotnické přístroje: Elektricky generované alarmové signály** stanovuje, jakým způsobem má přístroj upozorňovat na konkrétní stupeň ohrožení. Signály se dělí na signály vysoké priority (nebezpečí), signály střední priority (výstraha), signály nízké priority (upozornění) a informační signály. Každý ze signálů má svoji přesně definovanou vizuální a popř. i akustickou formu. [21] [22]

Virtuální patientský monitor realizovaný v rámci této bakalářské práce je omezen pouze na signály vizuální. Akustická upozornění aktivující se při každém přepnutí programu EKG simulátoru by působila poněkud rušivě.

Dle norem pro vizuální signalizaci jsou jednotlivým situacím přiřazeny následující barvy:

- Zelená (**Green**) stav pacienta v normě
- Žlutá (**Yellow**) stav bezprostředně neohrožující pacienta na životě / zhoršená funkčnost přístroje
- Červená (**Red**) stav ohrožující pacienta na životě [22]

V závislosti na aktuální hodnotě srdeční frekvence se mění barva číselného údaje *HR* a zároveň barva obdélníkového panelu v horní části čelního panelu **Monitor**. Mezní hodnoty srdeční frekvence pro jednotlivé signalizační stavy může uživatel měnit v okně **Heart Rate Limits Set** (viz *obr. 44*), které se otevře po stisknutí tlačítka **ALARM SET**. Mezní hodnoty jsou po spuštění programu nastaveny tak, aby měly jednotlivé signalizační stavy rovnoměrné zastoupení mezi programy EKG simulátoru.



Obr. 44 - Nastavení vizuálních alarmových mezí

4.2 Čelní panel Leads comparison / Filtration

Čelní panel **Leads comparison / Filtration** (viz obr. 45) umožňuje uživateli podrobněji zkoumat popř. porovnávat dva zvolené svody EKG. Uživatel má na výběr ze svodů filtrovaných, nefiltrovaných a kombinace obou. Grafický zobrazovač disponuje posuvníkem pro listování historií grafických průběhů a dále nástroji pro práci v grafu (např. lupou, nástrojem pro uchopení křivky apod.).

Dalším prvkem tohoto panelu je volič druhu filtru včetně jeho parametrů. Zvoleným parametrům filtrace podléhají jak filtrované svody čelního panelu **Leads comparison / Filtration**, tak svody čelního panelu **Monitor**. Mezi filtrací s nekonečnou a konečnou impulzní odezvou volí uživatel přepínáním záložek **IIR** a **FIR**. Každá záložka má vstupy pro nastavení parametrů filtru.

Volitelné parametry **IIR** filtru jsou:

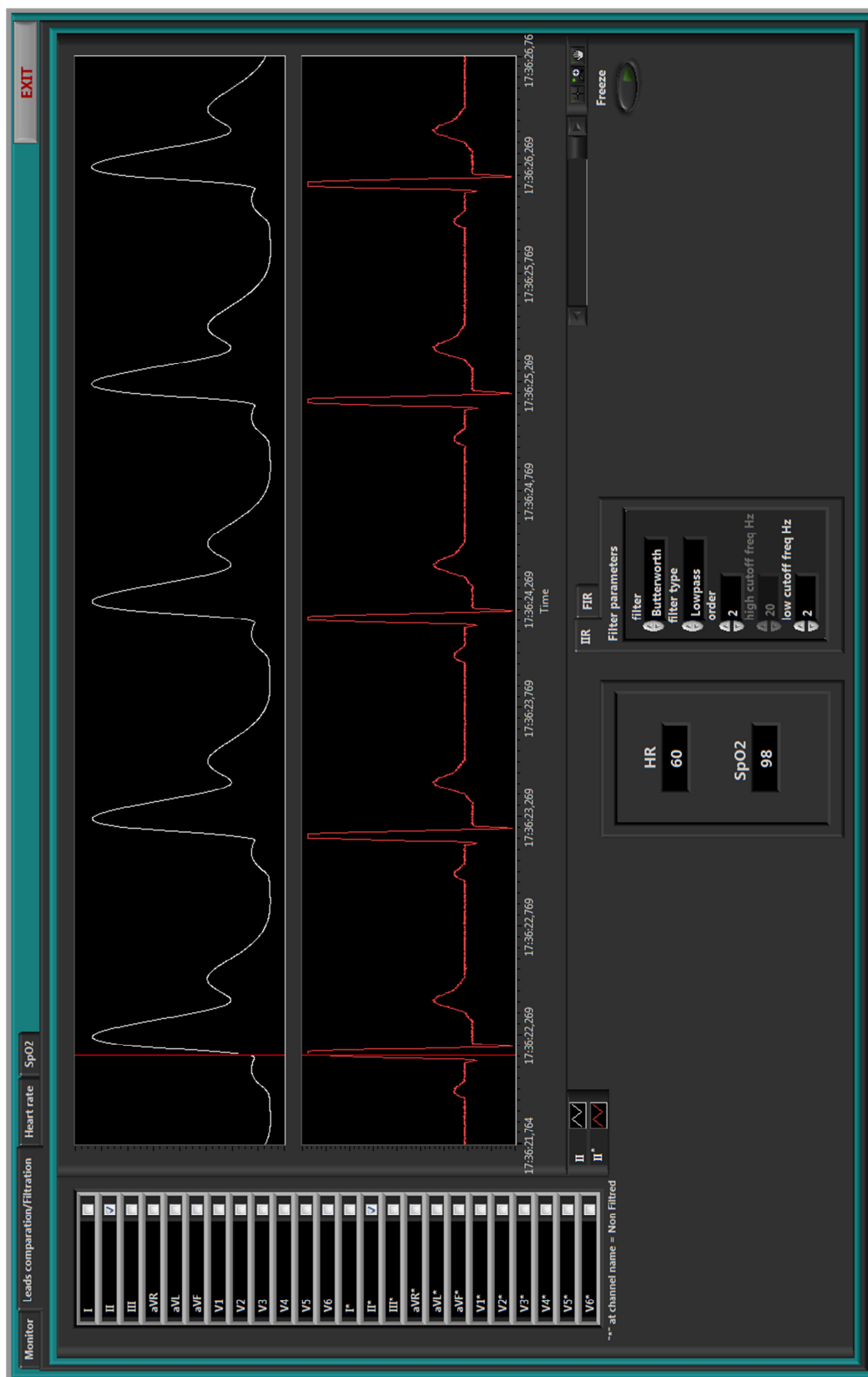
- Druh filtru (**filter**) Butterworth/Chebyshev/Bessel
- Typ filtru (**filter type**) Highpass/Lowpass/Bandpass/Bandstop
- Řád filtru (**order**)
- Horní mezní frekvence (**high cutoff freq Hz**)
- Dolní mezní frekvence (**low cutoff freq Hz**)

Volitelné parametry **FIR** filtru jsou:

- Druh okna (**window**) Hamming/Triangle/Gaussian/Rectangle atd.
- Typ filtru (**filter type**) Highpass/Lowpass/Bandpass/Bandstop
- Počet koeficientů filtrace (**taps**)
- Horní mezní frekvence (**high cutoff freq Hz**)
- Dolní mezní frekvence (**low cutoff freq Hz**)

Frekvenční charakteristika filtrů typu horní a dolní propust je určena pouze jednou mezní frekvencí. Ta je zadávána do vstupu dolní mezní frekvence (**low cutoff freq Hz**). Do vstupu horní mezní frekvence (**high cutoff freq Hz**) je v případě volby horní nebo dolní propusti automaticky znemožněn zápis.

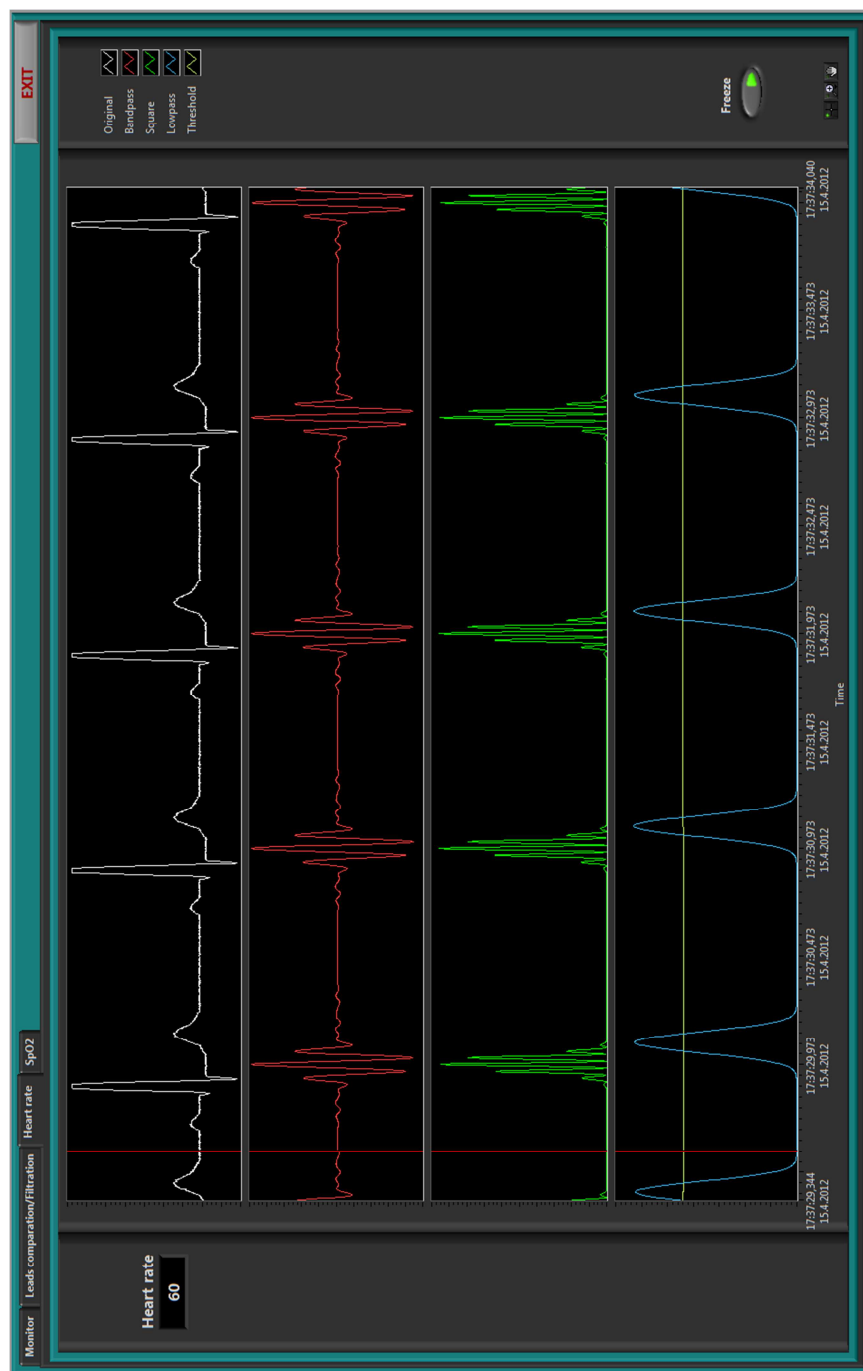
Maximální hodnota horní mezní frekvence (**high cutoff freq Hz**) je dle Shannon-Nyquistova kritéria omezena na hodnotu menší než polovina vzorkovací frekvence. Jakákoliv vyšší zadaná hodnota je automaticky změněna na hodnotu poloviny vzorkovací frekvence snížené o jedničku.



Obr. 45 - Čelní panel - Leads comparison / Filtration

4.3 Čelní panel Heart rate

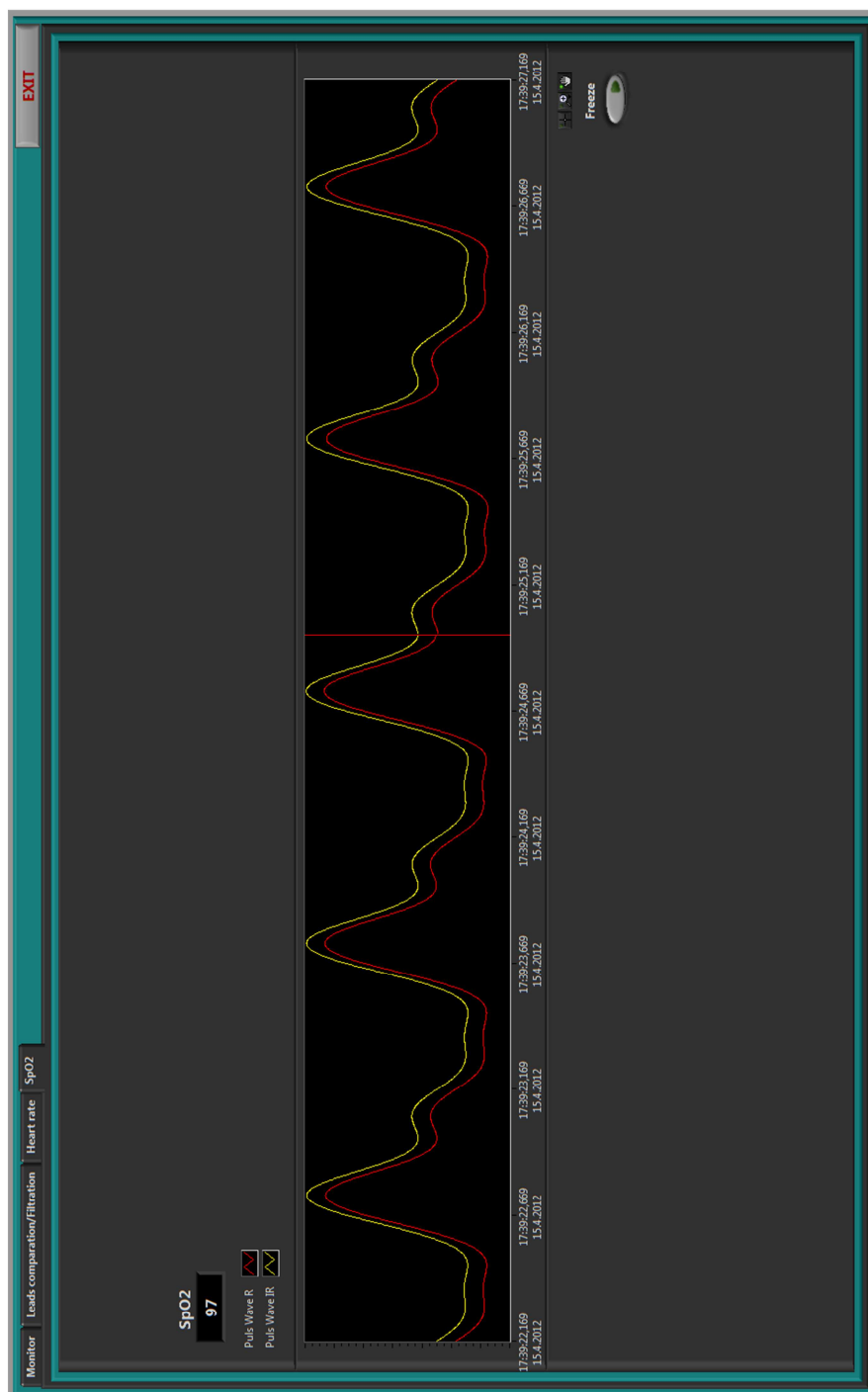
Čelní panel **Heart rate** (obr. 46) uživateli objasňuje algoritmus analýzy srdeční frekvence. Zobrazuje původní signál EKG svodu (*Original*), tento signál po aplikaci filtru typu pásmová propust o mezních frekvencích 15 a 20 Hz (*Bandpass*), signál po následném umocnění (*Square*) a signál po konečném vyhlazení filtrem typu dolní propust o mezní frekvenci 5 Hz (*Lowpass*). Výsledný signál (*Lowpass*) je znázorněn v grafu společně s plovoucím prahem (*Threshold*).



Obr. 46 - Čelní panel - Heart rate

4.4 Čelní panel SpO₂

Čelní panel SpO₂ (obr. 47) uživateli přibližuje princip pulsní oxymetrie. Do grafu je vykreslován průběh pulsní vlny získané činností červené (*Puls Wave R*) a infračervené (*Puls Wave IR*) LED diody.



Obr. 47 - Čelní panel - SpO₂

Závěr

V rámci bakalářské práce byly splněny stanovené cíle. Byl vytvořen zdravotnický přístroj, virtuální patientský monitor.

Uživatelské rozhraní výsledného virtuálního zařízení má podobu klasického patientského monitoru. Umožňuje v reálném čase zobrazovat grafické průběhy biosignálů (12svodového EKG a periferní pulsní vlny). Snímané signály lze nahrávat a zpětně vybavovat. Hodnota srdeční frekvence, získaná analýzou EKG, podléhá alarmové signalizaci s nastavitelnými alarmovými mezemi. Dalším zobrazovaným číselným údajem je saturace krve kyslíkem. Zařízení disponuje širokou nabídkou filtrů. Vhodnou volbou filtru a jeho parametrů si uživatel může osvojit vlastnosti jednotlivých filtrů a algoritmy filtrace signálu EKG. Zařízení uživateli poskytuje náhled do procesu analýzy srdeční frekvence a saturace krve kyslíkem v reálném čase.

Ověřena byla vhodnost využití grafického programovacího jazyku LabVIEW v problematice biomedicínské techniky.

Při vývoji programové části zařízení v prostředí LabVIEW bylo užito pokročilejších programovacích technik, mezi něž patří využití vícevláknové programové struktury a globálních funkčních proměnných či obsluha intervencí uživatele v uživatelské událostní struktuře. Důraz je kladen na flexibilitu a adaptibilitu celého systému umožňující připojování dalších modulů pro snímání biosignálů a jejich analýzu.

Přáním autorky je, aby virtuální patientský monitor, realizovaný v rámci této bakalářské práce, našel uplatnění jakožto výuková pomůcka v předmětech, jako jsou: Lékařské přístroje a zařízení, Úvod do systémů a signálů, Základy algoritmizace a programování, Biosignály v klinické a experimentální medicíně apod.

Bibliografie

- [1] **ČSN EN 60601-1.** Zdravotnické elektrické přístroje: Všeobecné požadavky na bezpečnost. Praha : Český normalizační institut, 1993.
- [2] **ČSN EN 60601-2-49.** Zdravotnické elektrické přístroje: Zvláštní požadavky na bezpečnost multifunkčních patientských monitorů. Praha : Český normalizační institut, 2002.
- [3] **Zákon č. 123/2000 Sb.,** o zdravotnických prostředcích a o změně některých souvisejících zákonů. 2000.
- [4] **SILBERNAGL, S. - DESPOPOULOS, A.** *Atlas fyziologie člověka.* 6. vydání. Praha : Grada, 2004. 448 s. ISBN: 80-247-0630-x.
- [5] **PENHAKER, M. - IMRAMOVSKÝ, M. - TIEFENBACH, P. - KOBZA, F.** *Lékařské diagnostické přístroje. Učební texty.* 1. vydání. Ostrava : VŠB, 2004. 332 s. ISBN 80-24-0751-3.
- [6] **HAMPTON, John R.** *EKG stručně, jasně, přehledně.* 2. vydání. Praha : Grada, 2005. 152 s. ISBN 80-247-0960-0.
- [7] **ROZMAN, J. a kol.** *Elektronické přístroje v lékařství.* 1. vydání. Praha : Academica, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [8] **MALMIVUO, J. – PLONSEY R.** *Bioelectromagnetism – Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields.* New York : Oxford University Press, 1995. [cit. 1. 1. 2012] Dostupné z: <http://www.bem.fi/book/>.
- [9] **TROJAN, S. a kol.** *Lékařská fyziologie.* 4. vydání. Praha : Grada, 2003. 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [10] **RANGAYYAN, R. M.** *Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach.* Canada : IEEE, 2002. 516 s. ISBN 0-471-20811-6.
- [11] **HLAVÁČ, V. - SEDLÁČEK, M.** *Zpracování signálů a obrazů.* 2. vydání. Praha : ČVUT, 2007. 255 s. ISBN 978-80-01-03110-0.
- [12] **HAMAN, P.** *Výukový web EKG.* [Online] 2006. [Citace: 1. 1. 2012.] Dostupný z: <http://ekg.kvalitne.cz>.
- [13] **VLACH, J. - HAVLÍČEK, J. - VLACH, M.** *Zacínáme s LabVIEW.* 1. vydání. Praha : Ben, 2008. 248 s. ISBN 978-80-73000-245-9.
- [14] National Instruments Corporation. [Online] 2011. [Citace: 1. 1. 2012.] Dostupné z: <http://www.ni.com/>.
- [15] **National Instrumets.** Free Online NI LabVIEW Training for Students and Educators in Czech. [Online] 23. 11. 2011. [Citace: 23. 11. 2011.]
- [16] *LabVIEW Intermediate 1: Successful Development Practices COURSE MANUAL.* Austin, Texas : National Instruments Corporation, 2008.

- [17] *Návod k obsluze EKG simulátoru*. Ústí nad Labem : LHL s.r.o., 2007.
- [18] **UHLÍŘ, I. a kol.** *Elektrické obvody a elektronika*. 2. vydání. Praha : ČVUT, 2008. 158 s. ISBN 978-80-01-03932-8.
- [19] *NI USB-621x User Manual*. Austin, Texas : National Instruments Corporation, 2009.
- [20] **OLANSEN, Jon B. - ROSOW, Eric.** *Virtual Bio-Instrumentation: Biomedical, Clinical, and Healthcare Applications in LabVIEW*. 1st ed. New Jersey : Prentice Hall, 2001. 608 p. ISBN: 0-13-065216-4.
- [21] **Vejrosta, V.** *Konstrukce zdravotnických elektrických přístrojů: Aplikace požadavků mezinárodních a evropských norem*. 2. vydání. Praha : Česká společnost pro zdravotnickou, 2001. 72 s. 80-02-01460-X.
- [22] **ČSN EN 475**. Zdravotnické přístroje: Elektricky generované alarmové signály. Praha : Český normalizační institut, 1997.
- [23] **BISHOP, Robert H.** *LabVIEW 8 Student Edition*. New Jersey : Prentice Hall, 2007. 619 p. ISBN 0-13-199918-4.
- [24] **ČSN EN 60601-2-47**. Zdravotnické elektrické přístroje: Zvláštní požadavky na bezpečnost a základní vlastnosti ambulantních elektrokardiografických systémů. Praha : Český normalizační institut, 2002.

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií

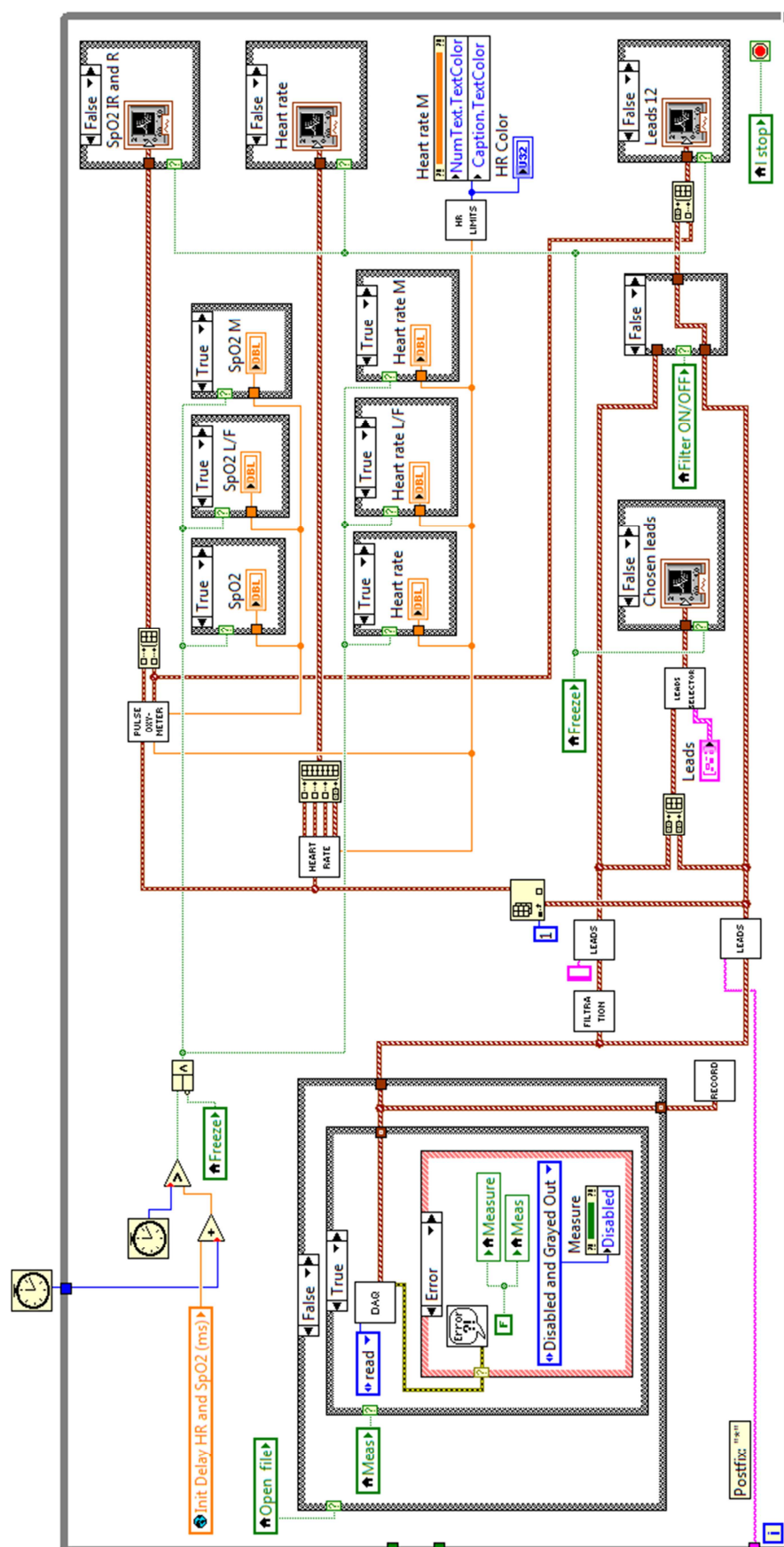
PŘÍLOHY BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

**Využití systému LabVIEW pro simulaci funkce
zdravotnických přístrojů**

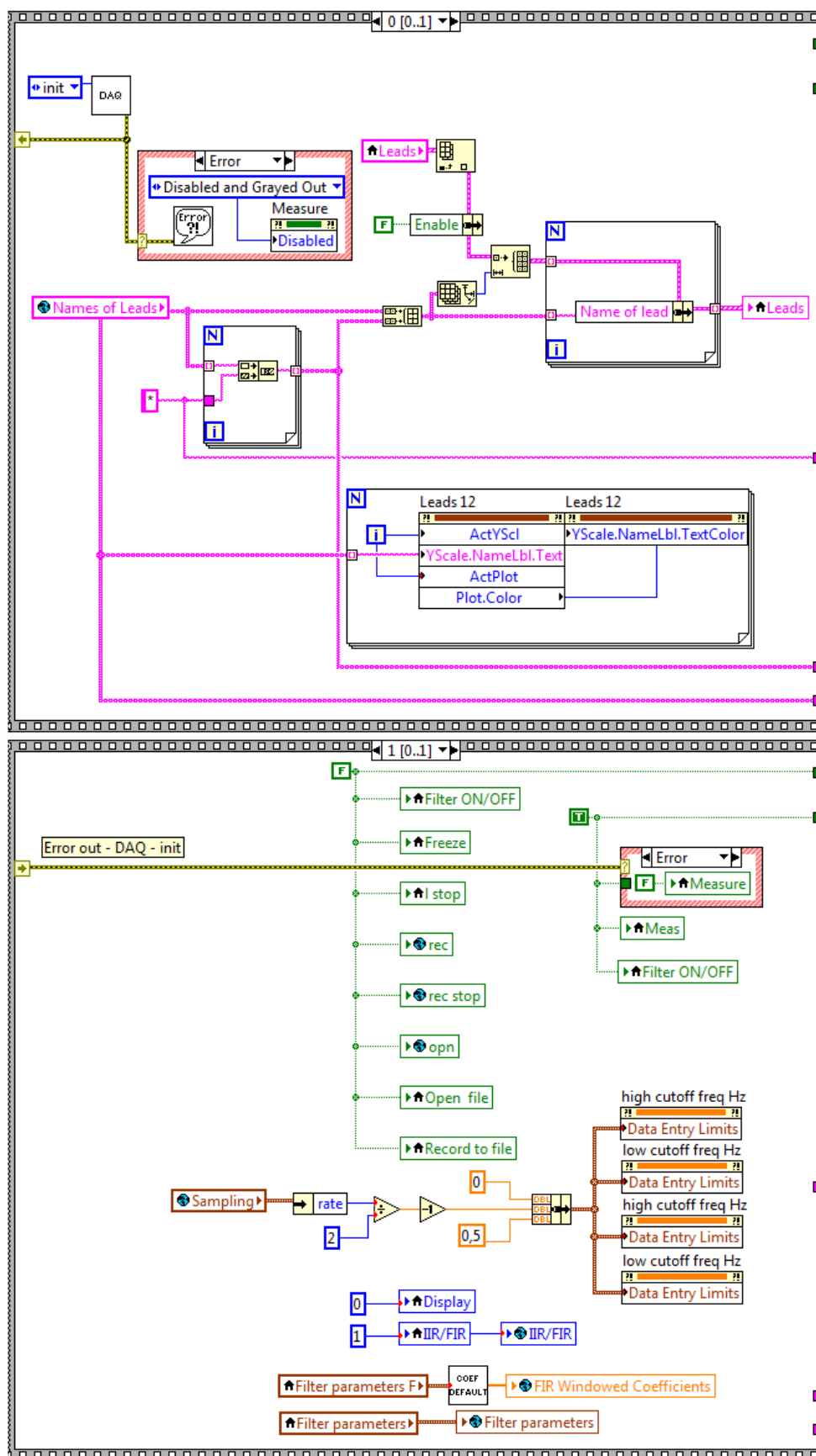
Naděje Havlíčková

Rozsah příloh bakalářské práce: 6 stran

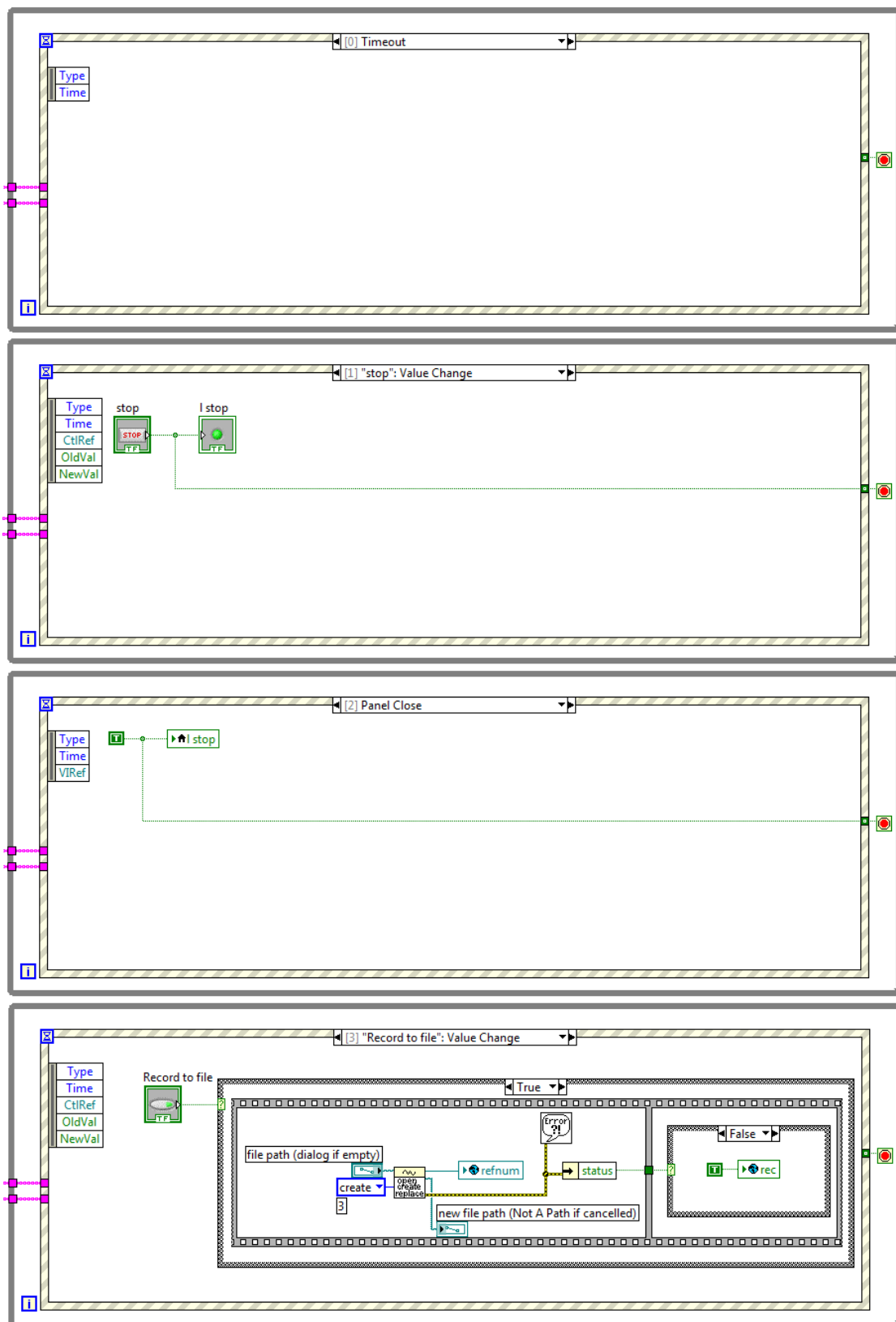
A Výkonná část programu Patient Monitor



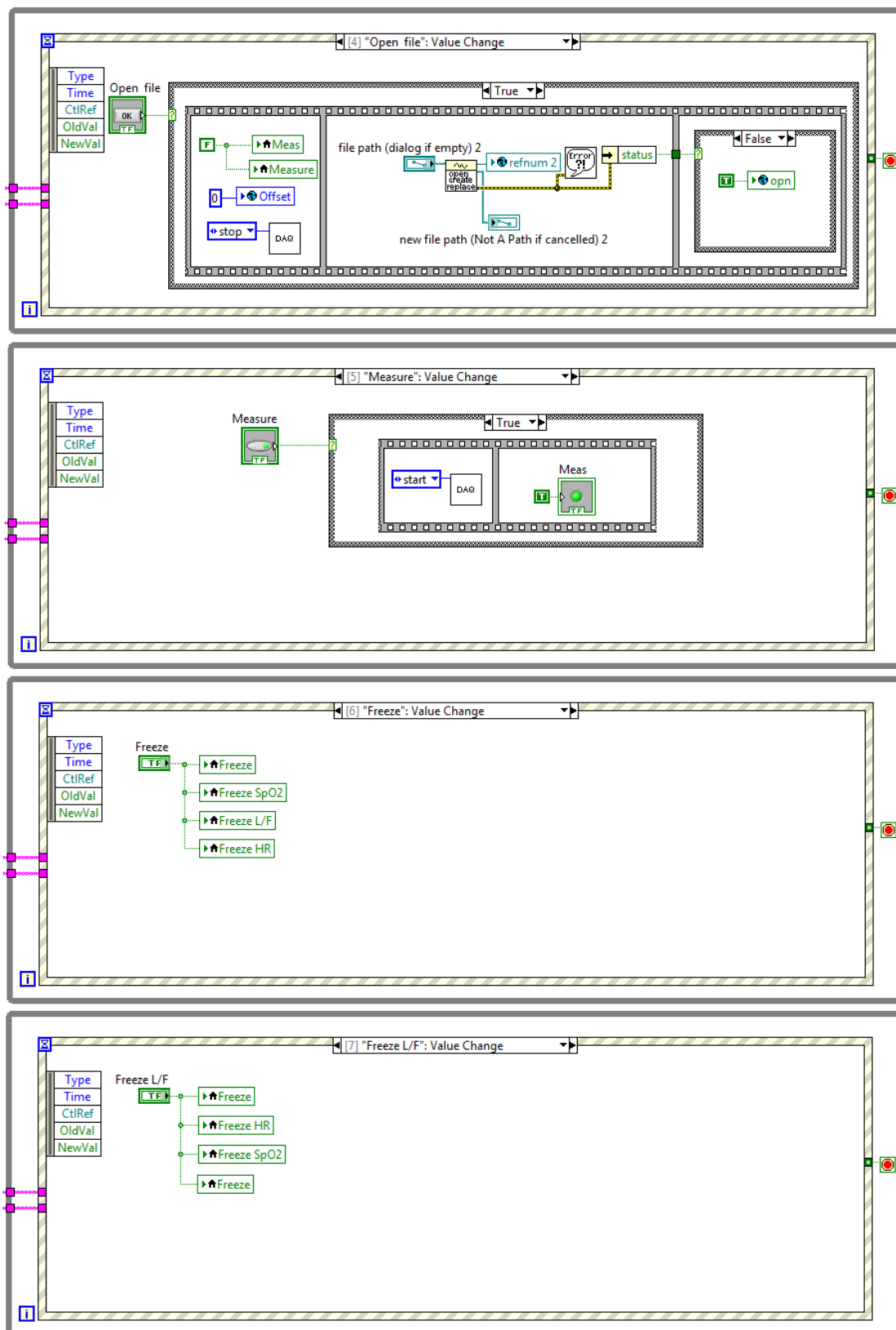
B Inicializační část programu Patient Monitor



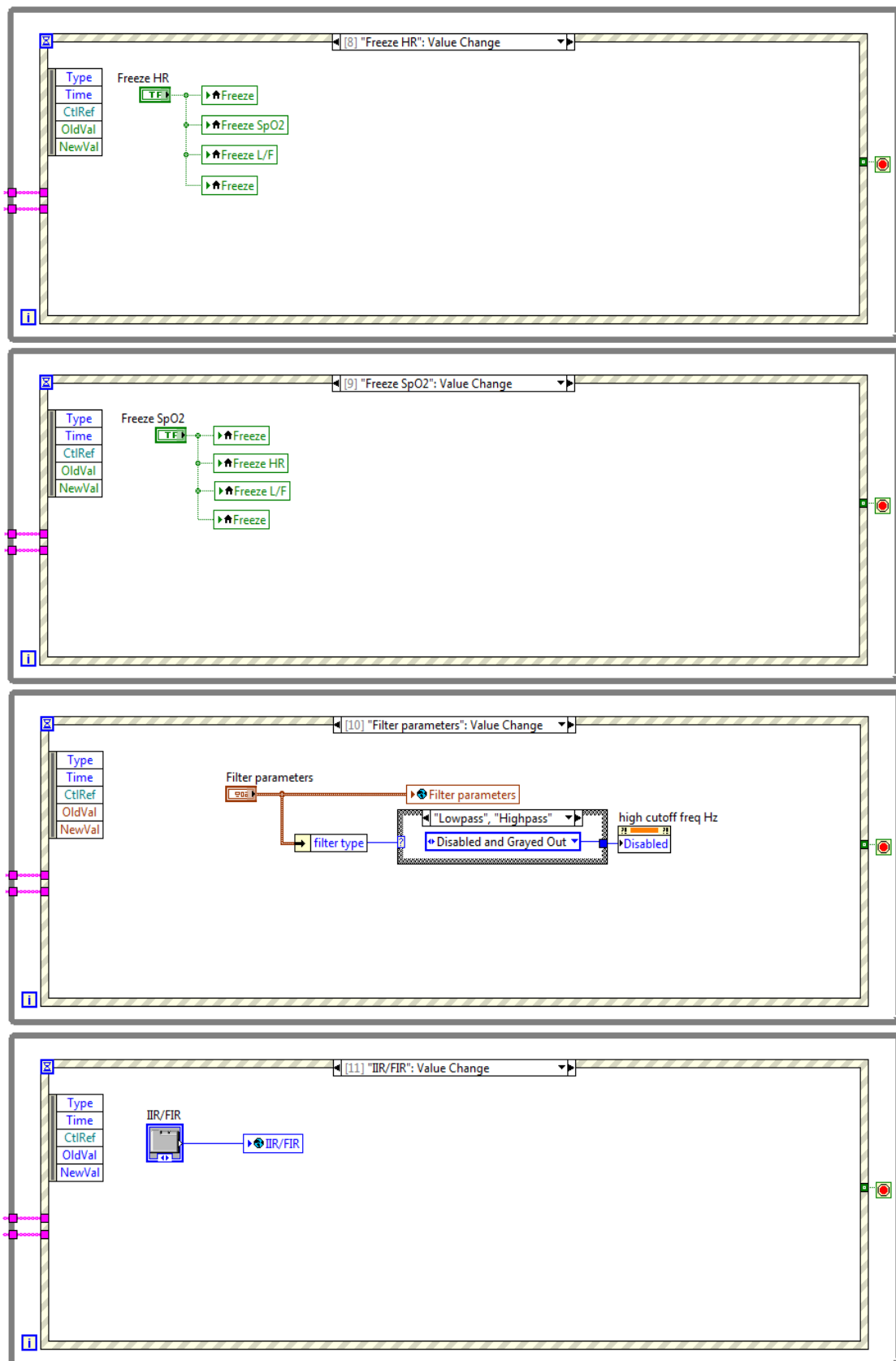
C1 Uživatelská událostní struktura programu Patient Monitor



C2 Uživatelská událostní struktura programu Patient Monitor



C3 Uživatelská událostní struktura programu Patient Monitor



C4 Uživatelská událostní struktura programu Patient Monitor

